

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Možnost ovlivnění pohybového vzoru jízdy na kajaku pomocí reflexního
plazení dle Vojty**

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:

Ondřej Houška

Praha, duben, 2007

Název: Možnost ovlivnění pohybového vzoru jízdy na kajaku pomocí reflexního plazení dle Vojty

The possibility of influencing the kinesiological contents of the motion pattern of kayaking by Vojta's reflex locomotion

Cíl práce: Vyhodnocení vlivu reflexního plazení na kineziologický obsah pohybového stereotypu jízdy na kajaku

Metoda: povrchová polyelektromyografie v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu

Výsledky: po stimulaci pomocí reflexního plazení dle Vojty byla zjištěna redukce činnosti m. latissimus dorsi během tažení pádla vodou a při jeho vytažení a naopak zvýšení jeho aktivity ve fázi zasazení pádla do vody a při přenosu nad vodou; dalším nálezem bylo zvýšení zapojení m. deltoideus během tažení pádla vodou; m. pectoralis major zvýšil svou aktivitu během přenosu pádla a naopak ji snížil v okamžiku vytažení pádla z vody

Klíčová slova: reflexní plazení, povrchová elektromyografie, kajak

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 7.4. 2007

Houška Ondřej

Podpis diplomanta

Rád bych touto cestou poděkoval:

Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce. Dále pak Janě Kašové za pomoc při zpracovávání grafických příloh a Mgr. Marcele Novotné za odbornou spolupráci při stimulaci probanda Vojtovou metodou.

Svoluji k zapůjčení mé diplomové práce k účelům studijním. Prosím, aby byla uvedena přesná evidence vypůjčovatelů a upozorňuji je na to, že musí pramen údajů citovat.

| Jméno a příjmení, adresa bydliště | Číslo OP | Datum výpůjčky | Poznámky |
|--------------------------------------|----------|----------------|----------|
| | | | |

Obsah

| | |
|---|----|
| 1. Úvod | 9 |
| 2. Cíle a úkoly práce | 10 |
| 3. Hypotéza | 11 |
| 4. Rešerše literatury | 12 |
| 5. Teoretická východiska | 14 |
| 5.1 Sportovní lokomoce v kajaku | 14 |
| 5.1.1 Historie | 14 |
| 5.1.2 Disciplíny | 14 |
| 5.1.3 Fáze záběru | 15 |
| 5.1.4 Charakteristika sportovního výkonu | 17 |
| 5.2 Vymezení základních kineziologických pojmů | 17 |
| 5.2.1 Stabilita | 17 |
| 5.2.2 Postura | 18 |
| 5.2.3 Atituda | 18 |
| 5.2.4 Pohybové programy | 19 |
| 5.2.5 Hybné stereotypy | 20 |
| 5.3 Kineziologický obsah reflexního plazení | 20 |
| 5.3.1 Principy reflexní lokomoce | 21 |
| 5.3.2 Výchozí postavení | 22 |
| 5.3.3 Vybavovací zóny | 22 |
| 5.3.3.1 Hlavní stimulační zóny | 23 |
| 5.3.3.2 Vedlejší stimulační zóny | 23 |
| 5.3.4 Pohyb čelistní horní končetiny a pletence ramenního | 24 |
| 5.3.5 Pohyb záhlavní horní končetiny | 27 |
| 5.3.6 Pohyby dolních končetin | 28 |
| 5.3.7 Pohyb v oblasti osového orgánu | 29 |
| 5.3.8 Aktivita v orofaciální oblasti | 31 |
| 5.3.9 Krokový cyklus | 31 |
| 5.4 Řetězení svalových funkcí | 31 |
| 5.4.1 Funkční řetězce | 31 |
| 5.4.2 Řetězení funkcí | 32 |
| 5.4.3 Řetězce mezi trupem a lopatkou | 33 |

| | |
|--|----|
| 5.4.4 Řetězce mezi paží a hrudníkem | 34 |
| 5.4.5 Řetězce pletenec paže – předloktí | 35 |
| 5.4.6 Řetězec pletenec ramenní – předloktí | 35 |
| 5.4.7 Další svalové řetězce | 35 |
| 5.5 Elektromyografie | 35 |
| 6. Výzkumné metody | 38 |
| 6.1 Základní metodologický princip | 38 |
| 6.2 Zkoumaná populace | 38 |
| 6.3 Měřicí techniky | 39 |
| 6.4 Pilotní studie | 40 |
| 6.5 Sběr dat | 40 |
| 6.6 Analýza dat | 41 |
| 6.7 Řešení zvláštních situací | 42 |
| 6.8 Specifické procedury | 43 |
| 6.9 Design výzkumu | 44 |
| 6.10 Souhrn | 47 |
| 7. Výsledky | 49 |
| 7.1 Zadání studie | 49 |
| 7.2 Bod č.1 – zasazení pádla do vody | 49 |
| 7.3 Bod č.2 – tažení pádla vodou | 51 |
| 7.4 Bod č.3 – vytažení pádla z vody | 53 |
| 7.5 Bod č.4 – přenos pádla nad vodou | 55 |
| 7.6 M. trapezius, pars superior | 57 |
| 7.7 M. trapezius, pars inferior | 58 |
| 7.8 M. infraspinatus | 59 |
| 7.9 M. pectoralis major | 60 |
| 7.10 M. latissimus dorsi | 61 |
| 7.11 M. deltoideus | 62 |
| 7.12 M. serratus anterior | 63 |
| 7.13 Lokomoční vzor | 63 |
| 7.14 Celkové svalové souhry | 64 |
| 7.15 Závěrečné shrnutí | 65 |
| 8. Diskuse | 66 |

| | |
|-------------------------------|----|
| 9. Závěr | 70 |
| 10. Použitá literatura | 71 |
| 11. Přílohy | 75 |

1. Úvod:

Aplikace moderních fyzioterapeutických metod do oblasti tréninku vrcholových sportovců není ve světě ani v České republice nijak neobvyklá. Odedávna jsou k regeneraci po fyzických výkonech využívány masáže, ke zvýšení svalové síly byla aplikována stimulace elektrickým proudem, metodou postizometrického strečinku se dosahuje protažení zkrácených svalů. Příkladů by se dalo jmenovat nespočetně. Fyzioterapie a sport spolu tedy nesporně úzce souvisí. A tak jako ve fyzioterapii se pod vlivem nových vědeckých poznatků ustoupilo od přístupu analytického hodnocení poruch pohybového systému k přístupu holistickému, je třeba tomuto vývoji přizpůsobit i metody používané ve sportovní problematice.

Jedním z prostředků, které jsou při přípravě sportovců používány, je metodika zvaná Vojtův princip. Stimulace Vojtovou metodou facilituje vývojově podmíněné svalové souhry vedoucí k fyziologickému postavení segmentů kloubů a osového orgánu během pohybu i při udržování ustálené polohy těla. Její vliv přetrvává i hodiny po vlastní proceduře.

V dnešní době víme, že ne absolutní svalová síla, ale dokonalá koordinace aktivity jednotlivých motorických jednotek, to znamená kvalita řídicích mechanismů, jsou podmínkou k dokonalému a bezchybnému provedení pohybu. Proto by mělo oslovením ontogeneticky fixovaných lokomočních vzorů dojít ke korekci celkového pohybového stereotypu ve smyslu nastavení přesnějších svalových souher a fyziologického postavení segmentů v kloubech.

Cílem této diplomové práce je v rámci dostupných možností vyhodnotit vliv aplikace Vojtova reflexního plazení na časový průběh EMG aktivity vybraných svalů oblasti pletence ramenního během záběru vpřed na kajaku. Tedy ověření možnosti ovlivnění pohybového stereotypu jízdy na kajaku pomocí reflexního plazení dle Vojty. Praktické využití tohoto výzkumu spočívá v aplikaci nových metod při tréninku kajakářů na divoké i klidné vodě, při zvyšování jejich výkonnosti a prevenci poruch vyplývajících z nesprávného dlouhodobého zatížení.

2. Cíle a úkoly práce:

Cílem této práce je ověření možnosti ovlivnění kineziologického obsahu pohybového vzoru jízdy na kajaku pomocí reflexního plazení dle Vojty.

Úkoly:

1. prostudovat a utřídit teoretické poznatky pro potřeby výzkumu
2. první záznam elektrické aktivity vybraných svalů při jízdě vpřed na kajaku za současného snímání videokamerou
3. stimulace probanda pomocí reflexního plazení dle Vojty
4. druhý záznam elektrické aktivity vybraných svalů při jízdě vpřed na kajaku za současného snímání videokamerou
5. srovnání kineziologické analýzy pohybového vzoru jízdy na kajaku před a po stimulaci pokusné osoby pomocí reflexního plazení dle Vojty

3. Hypotéza

Vojtovo reflexní plazení oslovuje pomocí prostorově i časově sumované exteroceptivní a interoceptivní stimulace ontogeneticky fixované pohybové programy zajišťující lokomoci, to znamená přesun z místa na místo směrem vpřed.

Děje se tak pomocí synchronizovaného tahu svalů směrem k punctum fixum. To je umístěno distálně ve směru lokomoce.

Dílčí vzory reflexního plazení dle Vojty obsahují svalové souhry vedoucí k centrovanému postavení v klíčovém kloubu – kyčli a rameni. S tím neodlučitelně souvisí extenze osového orgánu.

Vliv reflexního plazení přetrvává i hodiny po vlastní proceduře. Toho se využívá v léčebné rehabilitaci mimo jiné k reedukaci chybných pohybových stereotypů.

Chceme tohoto efektu využít a pokusit se o zjištění a ověření změny v časové synchronizaci zapojení vybraných svalů během záběru vpřed na kajaku před a po stimulaci reflexním plazením dle Vojty.

Tedy jinými slovy zjistit a zdokumentovat změnu pohybového stereotypu jízdy vpřed na kajaku vyvolanou reflexním plazením dle Vojty.

4. Rešerše literatury:

Literaturu, která se týká tématu této diplomové práce, lze rozdělit do tří základních skupin.

První obsahuje informace o kanoistice jako sportovním odvětví. Jízdou na klidné vodě, tedy technikou záběru v rychlostní kanoistice, se podrobně zabývali v roce 1981 Wozniak a Gagin, v roce 2002 pak publikoval studii na toto téma Greg Barton. Stecenko v roce 1987 analyzoval časovou charakteristiku bioelektrické aktivity svalů při přímém záběru rychlostních kajakářů. Záběr na rychlostním kajaku z hlediska časového rozložení úkonů při záběru vpřed popisuje ve své diplomové práci z roku 2003 Fučíková. Techniku záběru na sjezdovém kajaku stručně zachycuje Knebel v publikaci z roku 2000. Podrobně se jím zabývá Strnadová v diplomové práci z roku 2004. Jízdu na slalomovém kajaku analyzuje Kračmar v knize z roku 2002, záběr na C1 pak popisuje Rohan ve své práci z roku 1991. Prskavec zpracoval v roce 2001 názorný videozáznam slalomové techniky s komentářem. Záběru a jízdě ve freestylových disciplínách na divoké vodě se podrobně věnuje kniha Ollieho Graua a Olafa Obsommerera z roku 1999, dále pak publikace Erika Jacksona z roku 2002, a také Kena Whitninga, taktéž z roku 2002. Obecně o kanoistice pojednává kniha Kračmara, Bílého a Novotného, vydaná v roce 2000.

Dále uvádím literaturu biologicko-medicínskou, související s tématem. Diplomová práce Vackové z roku 2004 je zaměřena na fylogenetický vývoj lokomoce obratlovců v souvislosti se sportovní lokomocí člověka. Vývojovou kineziologii rozpracovává Václav Vojta v knize Mozkové hybné poruchy v kojeneckém a dětském věku z roku 1984, dále publikuje podrobnou analýzu obsahu uměle vyvolatelných globálních pohybových vzorů v publikaci Vojtův princip z roku 1995. Práci Václava Vojty v současnosti rozvíjí Kolář. Velmi přínosný je soubor Véleho přednášek z roku 2005. Ty pojednávají o svalových řetězcích a smyčkách. Kračmar v knize Kineziologická analýza sportovního pohybu aplikuje poznatky vývojové kineziologie do oblasti sportu. Vývojem (a vývinem) nervové soustavy člověka s ohledem na vznik různých patologií se zabýval Lesný se svým kolektivem v knize z roku 1971. Pro načerpání znalostí z oboru neurologie jsem použil knihu Nevšímalové z roku 2002. Jako zdroj informací z oblasti neurofyzologie posloužila Králíčková publikace z roku 1995. Velice důležité jsou také informace, týkající se řízení motoriky centrálním nervovým systémem. Ty popisuje Trojan se svým kolektivem v knize Centrální mechanismy řízení motoriky z roku 1992, ale také Véle v Kineziologii pro klinickou praxi z roku 2006.

Kineziologií jako nauce o uskutečňování pohybu člověka se kromě Vélého zabývá i Dylevský v knize z roku 1994. Biomechaniku reprezentují knihy Karase a Otáhala z roku 1972 a 1990. Funkční anatomii člověka se podrobně věnuje Dylevský s kolektivem v publikaci Funkční anatomie člověka, vydané v roce 2000. Pohybovým systémem z hlediska fyzioterapie a léčebné rehabilitace se zabývá velké množství autorů. V této práci byly jako zdroj informací použity publikace Lewita z roku 2003 a Jandy z roku 1996.

Třetí skupinu tvoří literatura o elektromyografii. Obecné informace o této vyšetřovací metodě přináší Keller v knize z roku 1999. Praktické informace jsou také v knize Kadaňkova kolektivu z roku 1994. De Luca se v práci z roku 1994 zabývá aplikací EMG v kineziologii a jiných odvětvích. Rodová se svým kolektivem pak objasňuje ve své práci z roku 2001 současné možnosti využití povrchové elektromyografie a vztah mezi naměřeným EMG signálem a svalovou silou.

5. Teoretická část:

5.1 Sportovní lokomoce v kajaku

5.1.1 Historie

Kanoistika se jako sportovní odvětví vyvinula z běžného užívání malých plavidel k překonávání vodních překážek. Přes 6000 let je starý člun, který archeologové objevili v hrobce sumerského krále, lodě podobné kanoím jsou vyobrazeny na egyptských kresbách, pocházejících z 2. tisíciletí před naším letopočtem (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Kanoe používali původní obyvatelé Severní Ameriky a odsud byly tyto lodě importovány asi od 15. století do Evropy. V Anglii se k rekreačním účelům využívaly již od 19. století. K nám se první kanoe dostala v 70. letech 19. století (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Nejstarší písemné zprávy o kajaku, další z lodí, na které se sportovní kanoistika provozuje, jsou ve Vikingských ságách z 11. až 12. století. K nám byl první kajak dovezen již v 15. století. Pochází samozřejmě z oblasti Arktidy, kde jej k lovu tuleňů používali Inuité (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Novou kanoistickou disciplínou je rafting. V tomto odvětví, jehož kořeny sahají asi 20 let do minulosti, jsou používány gumové čluny s čtyř- nebo šestičlennou posádkou.

Pro potřeby této studie je vybrána jízda na kajaku. Je to proto, že kajakové pádlo je oboustranné a při jeho používání dochází k pohybu, který je vizuálně velmi podobný s pohybem, vyvolaným při Vojtově reflexním plazení. To se rozhodně nedá říci o pádlování na kanoi či raftu, kde se používá pádlo jednostranné – kanoistické.

5.1.2 Disciplíny

Během 20. století se z rekreační jízdy na kajaku postupně vyvinula čtyři základní odvětví. Nejdříve se oddělila jízda na klidné vodě od jízdy na vodě tekoucí, tedy divoké. Tak vznikla v roce 1925 rychlostní kanoistika (obr. 1). Závodí se na krátkých, dlouhých a maratonských tratích. Krátké tratě měří 200m, 500m a 1000m. Dlouhé od 2 do 5km. Maratonské soutěže se konají odděleně. Délka závodu je nekonstantní, ale vítěz by měl zdolat trať v době od 2,5 do 3 hodin. Soupeří se v kategoriích K1M (jednomístný kajak muži), K1Ž (jednomístný kajak ženy), K2M (kajak s dvoučlennou posádkou muži), K2Ž (dvoumístný kajak ženy), K4M (čtyřmístný kajak muži), K4Ž (čtyřmístný kajak ženy), C1M (jednomístná kanoe muži), C2M (dvoumístná kanoe muži) a C4M (čtyřmístná kanoe muži) (Bílý, Kračmar,

Novotný, 2001). Jezdí se, jak již bylo řečeno, na klidné vodě – vodě o obtížnosti ZWA (Jančar, Novák, 1998).

Jako druhá disciplína pak vznikl v roce 1933 slalom na divoké vodě (obr. 2). Tratě vodního slalomu se vytyčují na umělých nebo přírodních tratích o obtížnosti do WW4. Délka této trati se pohybuje mezi 300 a 600m a musí obsahovat překážky. Průjezd je určen postavenými brankami, kterých je 20-25. Jsou široké 120-350cm, tvořené pruhovaně natřenými tyčemi a očíslované. Červenobílé jsou protivodné (projíždějí se zespoda nahoru) a musí jich na trati být minimálně 6. Zbytek branek je natřen zelenobíle a projíždí se odshora dolů. Za neprojetí branky se závodníkovi započítává 50 trestných vteřin a za dotyk 2. Závodní jsou vypisovány v kategoriích K1M, K1Ž, C1M, C2M (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Po slalomu se zrodil sjezd (obr. 3). Zde se hodnotí pouze dosažený čas potřebný k splutí trati. Závodí se v přírodním terénu o obtížnosti do WW4, a to na tratích o různé délce, jejichž zdolání závodníkům trvá maximálně 30 minut. Kategorie jsou shodné se slalomem na divoké vodě (Strnadová, 2004).

V posledních dvaceti letech byl s rozvojem moderních materiálů umožněn vznik freestyleových disciplín (extrémní závody a rodeo) a raftingu. V raftingu (obr. 4) se opět závodí ve sjezdu a slalomu, a to na lodích s čtyř- a šestičlennou posádkou. Freestyle se jezdí v kategoriích C1M, K1M, K1Ž. Rozlišujeme rodeo na divoké vodě (obr.5), též označované jako holeriding, a volnou jízdu (obr. 6). Rodeo se provozuje na vlně nebo ve válci a závodník zde musí během 45ti sekundové jízdy nasbírat za rozličné figury co nejvíce bodů. Volná jízda (freeride) se jezdí na úsecích řek s extrémní obtížností (WW6) a hodnotí se u ní obdobně jako v jízdě na lyžích na boulicích čas a styl sjíždění trati - bodují se předvedené triky.

Zatím posledním vzniklým sportem provozovaným na kajaku je kanupolo (obr. 7).

5.1.3 Fáze záběru

Všechny výše uvedené sportovní odvětví spojuje používání kajaku a kajakářského pádla k lokomoci po vodním prostředí. A to pomocí specializovaných pohybů, které v tomto případě nazýváme záběry.

Pro ovládání lodi se používají přímé a řídící záběry a jejich kombinace. Přímý záběr zajišťuje pohyb lodi a nazýváme jej záběr vpřed (obr. 8). Z řídících záběrů je nejdůležitější závěs (obr. 9) a široký záběr od příde (obr. 10). Jednotlivé typy lodí pro sjezd, slalom, rychlostní kanoistiku a freestyle se diametrálně liší v tvaru, délce, výtlaku a tím i v jízdních vlastnostech. Tím jsou samozřejmě dány i rozdíly v technice pádlování. Základním a nejvíce užívaným lokomočním pohybem je záběr vpřed. Obecně platí, že rychlostní záběr je velice podobný záběru ve sjezdu a slalomářský freestyleovému.

Záběr vpřed lze popsat jako laterálně symetrickou lokomoci recipročního charakteru zajišťovanou především pletencem ramenním a trupem. Rozlišují se čtyři fáze (obr. 11) – zasazení pádla do vody, tažení, vytažení a přenos (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Ve fázi zasazení sedí kajakář v lodi vzpřímeně, trup je mírně nakloněn vpřed. Spodní – tažná - paže je natažená, horní – tlačná – je pokrčená, ruka je přibližně ve výšce očí. Ramena jsou vytočena do směru záběru. List je zasazen těsně u boku lodi co nejbližší ke špičce a tvoří v tomto případě punctum fixum pro lokomoci (Kračmar, 2002). Po celou dobu záběru je nezbytná extenze osového orgánu. U sjezdu a rychlostní kanoistiky je trup rotován ve směru záběru, osou rotace je páteř (Strnadová, 2004). Ve slalomu je tato rotace nekonstantní – na vině je zřejmě mnohem proměnlivější prostředí (obtížnější vodní terén, nutnost manévrovat při projíždění trati). V rodeu tato synkineze téměř chybí. Zasazení je nejdůležitější fází záběru a na kvalitě jeho provedení závisí kvalita celého záběru vpřed a tím pohybového projevu sportovce.

Vlastní tažení se provádí těsně u boku lodi po přímé dráze. Platí, že rozhodující pro efektivitu celého záběru je spolu se zasazením prvních 10-20cm tažení. List pádla je celou dobu pod vodou. Při zahájení tahu je spodní paže napjatá, tah je prováděn rotací ramen a částečně trupu (rotaci vidíme více u rychlostního a sjezdového záběru, méně pak u slalomového a freestylového). Ve druhé části fáze tažení se spodní paže pokrčuje a dotahuje pádlo k tělu. Horní, tlačná paže se pohybuje z výchozí polohy vpřed téměř po přímce přibližně ve výšce očí. Ruka svírající žerď při tlaku uvolňuje sevření (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Fáze tažení je ukončena vytažením pádla u těla šikmo stranou, aby nedošlo k odhození vody. List se nechává volně vyklouznout za pomoci mírného nadzvednutí předloktí a lokte spodní paže. Při vytahování listu klesá horní paže k hladině za účelem zahájení záběru na opačné straně (Bílý, Kračmar, Novotný, 2001).

Ve fázi přenosu se dostávají končetiny a trup do pozice, která odpovídá atitudě pro zahájení záběru na druhé straně. Dochází k rychlému přetočení pádla v takzvané volné ruce a tím k nastavení listu k dalšímu záběru. Snahou kajakáře je tuto fázi co možná nejvíce zkrátit, neboť během ní nemá pádlo kontakt s vodou a loď je proto nejméně stabilní. Fáze přenosu slouží ke krátké regeneraci svalstva (Strnadová, 2004).

Dolní končetiny a pletenec pánevní mají funkci především fixační, přenosovou a rovnovážnou. Díky pevnému sezení kajakáře s opřením chodidel a fixací kolen tvoří tato část těla pevný celek s lodí a zajišťuje tak punctum mobile (Kračmar, 2002).

Záběr vpřed je pro tuto práci důležitý pro vizuální podobnost s vrozenými globálními pohybovými vzory (Vojtovo reflexní plazení).

K dalším záběrům patří závěs a široký záběr od příde. Oba jsou používány ke změně směru jízdy. Podobností závěsu a vrozeným pohybovým vzorem (reflexní otáčení dle Vojty) se v roce 2002 zabýval Kračmar.

5.1.4 Charakteristika sportovního výkonu

Kanoistika na divoké vodě je sport provozovaný ve velice proměnlivém prostředí (na rozdíl od kanoistiky na vodě klidné), vyžadující dokonalé zvládnutí techniky jízdy. Všechny pohyby, které sportovec vykonává, vytváří značně složitý nervosvalový komplex. Pohybové úkoly řeší sportovci pomocí řady dynamických stereotypů o vysoké plasticitě (Rohan, 1991). Pohybový projev technicky vyspělého závodníka se vyznačuje prováděním pohybové činnosti souhrou svalových skupin, jejichž prostorová a časová synchronizace je budována mnohonásobným opakováním a neustálou korekcí v průběhu tréninkového procesu (Bílý, 2002).

Výkon při závodě závisí ve vodním slalomu ze 30% na technicko-koordinační připravenosti, ze 30% na psychické odolnosti a ze 40% na fyzické připravenosti – síle, rychlosti, vytrvalosti (Bílý, 2002). U sjezdu a rychlostních disciplín se poměr nároků mění ve prospěch fyzických požadavků (Strnadová, 2004), ve freestylu naopak ve prospěch nároků psychických. Obecně lze ale říci, že všechna odvětví kanoistiky představují z fyziologického pohledu aktivitu, při níž závodníci musí vynikat silou, rychlostí i vytrvalostí. Také je možné ji charakterizovat vysokým rozvojem kardiorepiračního systému, vysokou schopností přenosu kyslíku i tvorbou energie prostřednictvím anaerobního metabolismu (Kračmar, 2002).

5.2 Vymezení základních kineziologických pojmů:

Před vlastním popisem kineziologických analýz je třeba si jasně vymežit několik základních pojmů, bez kterých by v následujícím textu mohlo dojít k nedorozumění či nepochopení.

5.2.1 Stabilita

Stabilitu můžeme vysvětlit ze dvou pohledů. Prvním z nich je mechanický. Tento pohled definuje stabilitu jako míru úsilí, kterou potřebujeme k dosažení změny polohy tělesa z jeho klidové polohy. Druhou možností je pohled fyzioterapie – zde je stabilita vykládána jako pocit jistoty při udržování polohy těla nebo jeho segmentů. Pohybové chování člověka je provázáno jak udržováním určité polohy, tak i pohybem. V tomto případě je pojem stabilita

přenášen i zdánlivě nelogicky na pohyb (Véle, Čumpek, 1997).
stabilita na stabilitu osového aparátu (stabilita
hlubokým stabilizačním systémem) a na stabilitě

umožní člověku

nebo naučený

kci svalových

úběh cílené

agonista“

ichůdně

tímco

žeji

u.

Ze stability vnitřní vychází i účelově r.

dobrou stabilitu osového aparátu, zajistí si tak i

stabilitu zajišťují jiné svalové skupiny, jež jsou však

nedokáže fungovat správně. Z toho je patrné, že jde o děle.

se tyto svalové skupiny úzce prolínají a navzájem se ovlivn

uvědomit, že stabilita není jen nějaký stav, ale že se jedná o sloz

proces. Zjednodušeně se dá tedy říci, že člověk stabilitu nemá, nýbrž

stabilizace (Véle, 1997).

Na tomto procesu se podílí svojí řídicí funkcí centrální nervový systém.

s informacemi, podobně jako je tomu na internetové síti. Tyto řídicí informace po

z telereceptorů, extero- a interoreceptorů, vestibulárního aparátu, významnou roli hraj

zpětné vazby mezi jednotlivými etážemi nervové soustavy.

5.2.2 Postura

Při zaujetí polohy těla a jeho segmentů v klidu hovoříme o postuře. Z hlediska fyzikálního se jedná sice o klidový stav, ale jak bylo již řečeno, udržování polohy těla v prostoru je dynamický proces kladoucí vysoké nároky na řídicí mechanismy. Na procesu udržování postury zdravého jedince se podílejí jak svaly posturální - vývojově starší, tak fázické - vývojově mladší (Kolář, 2001). Proces, kterým se tak děje, se nazývá posturální motorika.

Svalstvo posturální reaguje na patologické podněty zvýšením tonu, svalstvo fázické má sklon k ochabnutí, tedy naopak ke snížení svalového tonu. Toto je mechanismus vzniku různých svalových dysbalancí (Janda, 1981).

Postura předchází každý pohyb a také jej i zakončuje, aby mohl být vytvořen základ pro pohyb následující. Jedná se o polohu neorientovanou, která se po motivaci a následné tvorbě pohybového záměru mění v polohu orientovanou za nějakým účelem. Té je již označována jako atituda (Vojta, Peters, 1995).

5.2.3 Atituda

Iniciační část pohybu nebo také atituda se vyznačuje již optickou orientací - připraveností ke konkrétnímu pohybu. Touto optickou orientací potom vzniká nová kvalita a základ k pohybu. Je třeba si uvědomit, že již pouhá představa pohybu aktivuje autochtonní muskulaturu, která systém připravuje na směr předpokládaného pohybu (Vojta, Peters, 1995).

přenášen i zdánlivě nelogicky na pohyb (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001). Autoři rozlišují pojem stabilita na stabilitu osového aparátu (stabilita vnitřní – posturální, která je zajišťována hlubokým stabilizačním systémem) a na stabilitu celkovou (stabilita vnější).

Ze stability vnitřní vychází i účelově řízený pohyb – lokomoce. Pokud má tedy jedinec dobrou stabilitu osového aparátu, zajistí si tak i dobrou celkovou stabilitu. Každou z těchto stabilit zajišťují jiné svalové skupiny, jež jsou však funkčně propojeny a jedna bez druhé nedokáže fungovat správně. Z toho je patrné, že jde o dělení spíše didaktické, ve skutečnosti se tyto svalové skupiny úzce prolínají a navzájem se ovlivňují. Přitom je však nutné si uvědomit, že stabilita není jen nějaký stav, ale že se jedná o složitý a neustále se měnící proces. Zjednodušeně se dá tedy říci, že člověk stabilitu nemá, nýbrž prochází procesem stabilizace (Véle, 1997).

Na tomto procesu se podílí svojí řídicí funkcí centrální nervový systém. Ten pracuje s informacemi, podobně jako je tomu na internetové síti. Tyto řídicí informace pocházejí z telereceptorů, extero- a interoreceptorů, vestibulárního aparátu, významnou roli hrají i zpětné vazby mezi jednotlivými etážemi nervové soustavy.

5.2.2 Postura

Při zaujetí polohy těla a jeho segmentů v klidu hovoříme o postuře. Z hlediska fyzikálního se jedná sice o klidový stav, ale jak bylo již řečeno, udržování polohy těla v prostoru je dynamický proces kladoucí vysoké nároky na řídicí mechanismy. Na procesu udržování postury zdravého jedince se podílejí jak svaly posturální - vývojově starší, tak fázické - vývojově mladší (Kolář, 2001). Proces, kterým se tak děje, se nazývá posturální motorika.

Svalstvo posturální reaguje na patologické podněty zvýšením tonu, svalstvo fázické má sklon k ochabnutí, tedy naopak ke snížení svalového tonu. Toto je mechanismus vzniku různých svalových dysbalancí (Janda, 1981).

Postura předchází každý pohyb a také jej i zakončuje, aby mohl být vytvořen základ pro pohyb následující. Jedná se o polohu neorientovanou, která se po motivaci a následné tvorbě pohybového záměru mění v polohu orientovanou za nějakým účelem. Té je již označována jako atituda (Vojta, Peters, 1995).

5.2.3 Atituda

Iniciační část pohybu nebo také atituda se vyznačuje již optickou orientací – připraveností ke konkrétnímu pohybu. Touto optickou orientací potom vzniká nová kvalita a základ k pohybu. Je třeba si uvědomit, že již pouhá představa pohybu aktivuje autochtonní muskulaturu, která systém připravuje na směr předpokládaného pohybu (Vojta, Peters, 1995).

Atitudu chápeme jako zaujmutí aktivní labilní polohy, která umožní člověku automatický, v centrálním nervovém systému ontogeneticky naprogramovaný nebo naučený pohyb. Tento pohyb je pak zajišťován synergickou prací svalů. Jedná se o interakci svalových skupin, které zajišťují ideální držení těla a tvoří nezbytný základ pro optimální průběh cílené motoriky (Kračmar, 2002). Při této souhře svalů musíme pojmy „antagonista“ a „agonista“ chápat jinak, než doposud. Není totiž možné o těchto svaích uvažovat jako o protichůdně působících jednotkách, protože pravý antagonismus je řízen pouze na spinální úrovni, zatímco nastavení atitudy je řízeno z etází vyšších (Vojta, Peters, 1995). Jejich kontrakce přecházejí v kokontrakci, a tak daný segment pohybového aparátu udržují v prostoru jako loutkař loutku.

Nesprávné nastavení segmentů těla vede k neoptimální atitudě a posléze ke vzniku náhradního pohybového vzoru místo vzoru ideálního (Kračmar, 2002). To s sebou nese samozřejmě nejen neekonomičnost prováděného pohybu, ale i riziko rozvoje dalších odchylek ve funkci svalového aparátu, které může vyústit i v poranění v důsledku chronického přetěžování některých struktur pohybového aparátu.

5.2.4 Pohybové programy

V průběhu lidské fylogeneze byly vytvořeny základní pohybové programy. Tyto programy zcela korespondují s lidskou druhovou anatomickou strukturou. Pohybové programy jsou shodné pro každého člověka a na ně teprve navazují hybné stereotypy. Vrcholem takového pohybového programu je pak bipedální lidská lokomoce. Pro tu je charakteristický střídavý pohyb dolních končetin, doprovázený kývavým pohybem kontralaterálních končetin horních a trupu (Kračmar, 2002). Vychází z kvadrupedální lokomoce. Proto je pro správnou chůzi nezbytný předpoklad dokonalého zvládnutí lezení po čtyřech v rámci motorického vývoje jedince. V literatuře jsou popisovány i takové odchylky, kdy batole neleze vpřed ve směru hlavičky, ale vektor pohybu je přesně opačný, ve směru velkých svalových skupin dolních končetin. Lokomoci chápeme jako cílený pohyb za účelem přemístění jedince z místa na místo.

Svalovou činností končetin je tělo se ztrátou rovnováhy akcelerováno vpřed, aby ve fázi opory byla dynamická rovnováha získána zpět (Kračmar, 2002). Že se v případě chůze nejedná o činnost čistě reflexní, ale o připravený pohybový program, potvrzuje EMG analýza funkce m. gastrocnemius při chůzi. Jeho aktivita začíná 140ms před stimulací dotykem paty s podložkou a přetrvává 120ms po dotyku. Monosynaptický reflex má latenci asi 30ms po podráždění a tudíž kontakt paty s podložkou nestihne vyvolat aktivitu tohoto svalu. Činnost svalu vzniká ještě než reflexní stimul začne působit. K reflexnímu mechanismu dochází pouze tehdy, pokud dojde k selhání naprogramovaného mechanismu (Véle, 1997).

5.2.5 Hybné stereotypy

Právě v hybných stereotypech se odehrává veškerá individuální rozmanitost lidské populace. Pohybové programy jsou tedy výsledkem lidské fylogeneze, zatímco hybné stereotypy jsou výsledkem ontogeneze toho kterého jedince. Pohybová výbava člověka je souhrnem jednotlivých složitějších a jednodušších hybných stereotypů. Tyto zažité hybné stereotypy se pak různě kombinují a řetězí, a to podle situace a potřeby jedince. Hybný stereotyp se vytváří a fixuje pouze opakovanou pohybovou činností. Dobré zvládnutí určitého hybného stereotypu se navenek projevuje elegancí a estetičností prováděných pohybů (Kračmar, 2002).

Volní pohyb neboli pohybový program se skládá z dílčích pohybových vzorů (stereotypů). Hybný stereotyp je určité časoprostorové schéma (organizační struktura) konkrétního pohybového úkonu, integrovaného do „pohybové matrice“, uložené jako „vzor“ v paměti. Odtud se mohou v případě potřeby přenášet do výstupních drah (Véle, 1997). Véle tento proces přirovnává k přehrávání magnetofonového pásu.

Hybné stereotypy, jakožto jednoduché matrice, skládají dohromady složité pohybové programy jako dynamickou mozaiku (Véle, 1997).

Lewit popisuje hybný stereotyp jako souhrn nepodmíněných a postupně získaných podmíněných reflexů, které jsou pokladem pohybových programů.

Pro potřeby této diplomové práce charakterizuje termín pohybový stereotyp časovou synchronizaci zapojení jednotlivých svalů při výkonu určitého fixovaného (automatizovaného) pohybového úkonu, což je zcela v souladu s citovanými autory.

5.3 Kineziologický obsah reflexního plazení:

Reflexní plazení je globální vzor pohybu vpřed, výbavný z polohy na břicho. Spontánně se v lidském pohybovém projevu na rozdíl například od tulení (7. – 9. měsíc) a lezení po čtyřech (v 9. – 10. měsíci) či volné bipedální chůze (po 1. roce života) nevyskytuje. Jedná se o provokovaný komplex pohybu vpřed (Vojta, Peters, 1995).

Při reflexním plazení hledáme takové svalové souhry, které se vyskytují také u nejnižších obratlovců (například plazů). Vzniká pohyb vpřed, při kterém se trup nadzdvihne od podložky a končetiny se pohybují ve zkřížené koordinaci. Podobně se pohybují i suchozemští tetrapodi, především se přes proximální segmenty opírají o distální části končetin. Při reflexním plazení dojde na „čelistní straně“ k opoře o loket a koleno. Nejdokonalejší segmentální pohyb nacházíme u hadů. Probíhá prostřednictvím aktivity

autochtonní muskulatury a obsahuje skutečný pohyb jednotlivých obratlů proti sobě. Tento vysoce komplikovaný mechanismus se zde uskutečňuje automaticky a výrazně elasticky a rychle. Řízení reflexního plazení umožňuje průběh pohybu segmentů těla ve smyčce jako u hadů, to znamená, že se realizuje přes jednu oporu odrazem k opoře druhé (Vojta, Peters, 1995).

Při reflexním plazení způsobí stimulace trupové zóny aktivaci osového orgánu, a to nejvíce přes autochtonní muskulaturu. Končetiny jsou nedílnou součástí osového orgánu. Zde začíná funkční rozvíjení na pletencích (pánevní a ramenní), čímž umožní osovému orgánu nadzdvížení od podložky a urychlení lokomoce (Vojta, Peters, 1995).

Při sledování reflexního pohybu vpřed je nutné soustředit pozornost primárně na trup a nikoliv jen na pohyb končetin.

Druhým uměle vybavitelným globálním pohybovým vzorem je reflexní otáčení, vybavitelné z polohy na zádech.

5.3.1 Principy reflexní lokomoce

- svalová funkce je určena polohou těla a její opěrnou bází
- při stimulaci je maximálně využita propioceptivní hustota, která převládá v kyčelním a ramenním kloubu.

- stimulační vybavovací zóny jsou použitelné po celý život. Dospělý musí při vybavování zaujmout polohu podobnou zdravému novorozenci

- stimulací zón dochází také k protažení svalů a tím k jejich další stimulaci

- hmotnost těla je převedena na opěrné body končetin. Tah svalů je směřován přes klíčové klouby distálně k opěrnému bodu. Proximálně leží osový orgán a pohybuje se prostřednictvím pohybu v klíčovém kloubu.

- při opěrné fázi nastávající při vzpřímení ve vzoru reflexního plazení se pohybuje jamka klíčového kloubu přes hlavici kloubu. Trup se tak dostává ke končetině s opěrnou funkcí (Vojta, Peters, 1995).

Pohyb trupu má primární charakter proti pohybu končetin. Punctum fixum leží na končetinách, musí být zajištěn na podložce. Tím je umožněn pohyb vpřed.

Reflexní plazení obsahuje vzpřímení a pohyb trupu vpřed ve směru opěrných končetin. Předpokladem pro vzpřímení trupu je extenze páteře ve všech jejích úsecích. Zvláště rotace v oblasti osového orgánu není bez současné extenze možná. Trup se pohybuje po podložce, pohyb je veden k opěrnému bodu na lokti. Paže je v oblasti ramene 120°-135° flektována a 30° abdukována. Punctum fixum se tak nachází kraniolaterálně od trupu. Čelistní proximální segmenty končetin (paže, stehno) a pata záhlavní končetiny se stanou v zaměnitelném pořadí

5.3.3.1 Hlavní stimulační zóny:

Záhlavní dolní končetina:

Lokalizace: vnější hrana paty – calcaneus, přesně na úponu m. abductor digiti minimi na processus lateralis tuberis calcanei

Směr tlaku: ventrálně, kraniálně, mediálně (ve vztahu k předkolení), tedy proti podložce a ke kolenu, nebo laterálně (ve vztahu k trupu).

Stimulace: hlavně proprioceptivní (Vojta, Peters, 1995).

Čelistní dolní končetina:

Lokalizace: epicondylus medialis femoris

Směr tlaku: proti addukci a ve směru kyčelního kloubu, tedy dorsálně, mediálně a kraniálně.

Stimulace: proprioceptivní a protažení adduktorů stehna (Vojta, Peters, 1995).

Záhlavní horní končetina:

Lokalizace: asi 1cm proximálně od processus styloideus radii na medioventrální stranu radia.

Směr tlaku: dorsálně, laterálně a kraniálně ve smyslu lokte a ramene

Stimulace: proprioceptivní (Vojta, Peters, 1995).

Čelistní horní končetina:

Lokalizace: epicondylus medialis humeri

Směr tlaku: dorsálně, kaudálně, mediálně vzhledem k trupu

Stimulace: proprioceptivní (Vojta, Peters, 1995).

5.3.3.2 Vedlejší stimulační zóny:

Čelistní strana pletence ramenního:

Lokalizace: mediální hrana lopatky na hranici mezi střední a spodní třetinou

Směr tlaku: laterálně, kraniálně a dorsálně, eventuálně také ventrálně k opěrnému lokti ve směru epicondylus medialis humeri.

Stimulace: periostální stimulace s protažením m. serratus anterior a adduktorů lopatky (Vojta, Peters, 1995).

Čelistní strana pletence pánevního:

Lokalizace: spina iliaca anterior superior

Směr tlaku: dorsálně, mediálně, kraniálně

Stimulace: periostální a protažení šikmé břišní muskulatury a m. quadratus lumborum (Vojta, Peters, 1995).

Záhlavní strana pletence ramenního:

Lokalizace: ventrální strana akromionu

Směr tlaku: dorsálně, mediálně, kaudálně

Stimulace: periostální, protažení m. pectoralis minor, m. trapezius pars superior, m. pectoralis major z čelistní strany (Vojta, Peters, 1995).

Záhlavní strana pletence pánevního:

Lokalizace: střední část aponeurózy m. gluteus medius

Směr tlaku: ventrálně, mediálně, třetí vektor mění směr: setrvává-li čelistní dolní končetina ještě ve výchozím postavení, jde směr tlaku do středu vzdálenosti mezi kolenním kloubem a loketním kloubem čelistní strany

je-li flekční pohyb na čelistní straně již vykonán, je tento vektor směřován proti kolennímu kloubu, to znamená kraniálně

Stimulace: přímé dráždění bodu na aponeuróze m. gluteus medius záhlavní strany a protažení stimulovaného m. gluteus medius. K nepřímému protažení dojde na laterální čelistní straně svalové vrstvy trupu, která působí na adduktory čelistní dolní končetiny a na m. triceps brachii čelistní strany.

U druhé varianty bude vykonáno protažení m. quadriceps femoris, ischiokrurální svaly a m. gluteus medius čelistní strany (Vojta, Peters, 1995).

Trupová zóna:

Lokalizace: bezprostředně kaudálně od angulus inferior scapulae v mediální scapulární linii záhlavní strany, to znamená na hranici m. erector trunci.

Směr tlaku: vetromediálně ve směru sterna: ve výchozím postavení reflexního plazení do středu vzdálenosti mezi kolenem a loktem kaudálně;

při vykonané flexi čelistní dolní končetiny ve směru ke koleni.

Stimulace: periostální stimulace v oblasti 7. a 8. žebra, přenesená stimulace na kostovertebrální klouby, přenesená stimulace na rotátory autochtonní muskulatury, přímá stimulace mm. intercostales externi, stimulace interoreceptorů pleury (změna dechové frekvence), přenesené napětí muskulatury ramenního kloubu a pánevního pletence na čelistní straně, protažení m. trapezius pars inferior (Vojta, Peters, 1995).

5.3.4 Pohyb čelistní horní končetiny a pletence ramenního

Čelistní horní končetina přebírá s pletencem ramenním opěrnou funkci pro trup. Pletenec ramenní se bude na této horní končetině vzpřimovat proti gravitaci (pohyb nahoru vpřed). Osový orgán se pohybuje přes ramenní kloub ve směru čelistní horní končetiny

laterálně a kraniálně dopředu. Opěrný bod je na lokti. Při opoře o loket vidíme „úchop“ předmětu vloženého do ruky za současné dorsální flexe a radiální dukce v zápěstí. Metakarpy jsou při flexi prstů abdukovány. Ruka uzavřená do pěsti zůstává při plazení odlehčena (Vojta, Peters, 1995).

Dorsální muskulatura trupu pohybuje při reflexním plazení trupem k opěrnému ramennímu kloubu. Její působení směřuje k punctum fixum. Tím, že jsou tyto svaly upevněny k trnům obratlů, mají úzký vztah k autochtonní muskulatuře (Vojta, Peters, 1995).

Mm. rhomboidei major et minor nasedají skoro na celou mediální hranu lopatky a spojují lopatku s osovým orgánem prostřednictvím obratlových trnů. Při aktivaci reflexní lokomocí se často nenapínají vcelku, ale jejich kontrakce probíhají v jednotlivých provazcích, protože v poloze na břiše vstoupí do činnosti přes oporu o podložku jako rotátory jednotlivých obratlů (Vojta, Peters, 1995).

Spodní a střední část m. trapezius také táhne lopatku ke kloubu ramennímu. Sval začíná na trnech C6-Th12 a upíná se na akromion. Jako mm. rhomboidei působí rotačně na obratle, na které se upínají. Ascendentní část pak má také společně s m. latissimus dorsi a m. serratus posterior inferior extenční vliv na thorakální autochtonní muskulaturu (Vojta, Peters, 1995).

M. serratus anterior má svůj úpon na vnitřní straně lopatky a táhne se k 1.-9. žebří. Je-li na hrudníku punctum fixum, pohybuje tento sval spodním úhlem laterálně, ventrálně a kraniálně. Tím je umožněna flexe v rameni nad 90°. M. serratus anterior rotuje při reflexním plazení trup ventrálně. Jeho vějířovité uspořádání umožňuje rozšíření hrudníku a tím intenzivnější nádech. Hrudník se stává punctum mobile a je zavěšen a držen na vnitřní straně lopatky. Kaudální díly m. serratus anterior táhnou trup kraniálně a jejich činnost má tedy lokomoční charakter. Rotace trupu vyvolaná činností m. serratus anterior je synergicky řízena dorsálními rotátory trupu (mm. rhomboidei, m. trapezius pars ascendens et transversa).

M. subscapularis se široce rozprostírá na ventrální straně lopatky. Při proximálně uloženém punctum fixum vnitřně rotuje a addukuje paži. Při reflexním plazení dojde ke změně směru tahu svalu kraniolaterálně k tuberculum minor humeri. Tím se trup může pohybovat dorsálně proti gravitaci (Vojta, Peters, 1995).

Ventrální spojení trupu s paží reprezentuje m. pectoralis major. Při zajištění punctum fixum na epicondylus medialis humeri bude tento sval pracovat antigravitačně, směr jeho tahu půjde distálně. Prostřednictvím tendence m. pectoralis major rotovat trup ventrálně k opěrnému bodu se protáhnou mm. rhomboidei. Tyto svaly jsou pak synergisty m. pectoralis major při udržování rovnováhy hrudníku v transversální rovině (Vojta, Peters, 1995).

M. pectoralis major a adduktory lopatky provádějí vzpřímení na čelistní straně, přičemž osu otáčení tvoří ramenní kloub. Dochází k tomu přes jednotlivé segmenty hrudní páteře. Tím jsou osloveny také autochtonní svaly (Vojta, Peters, 1995).

Svaly v oblasti ramenního kloubu pohybují při lokomoci osovým orgánem přes tento kloub. Svaly, které mají v ramenním kloubu extenční funkci (m. latissimus dorsi, m. deltoideus pars spinalis et acromialis, caput longum m. tricipitis brachii, m. teres major et minor) pohybují při reflexní lokomoci trupem vpřed (Vojta, Peters, 1995).

Dochází k silné kontrakci m. deltoideus pars acromialis, která způsobuje tah akromia kraniálně, ventrálně a laterálně. To má nepřímý antigravitační vliv na hrudník. Dochází k nadzvednutí angulus inferior scapulae od hrudníku, čímž spustí kontrakci dorsální muskulatury lopatky (Vojta, Peters, 1995).

M. triceps brachii je při reflexním plazení kontrahován ve všech svých částech. Směr tahu jeho dlouhé hlavy jde k punctum fixum na lokti. Tím táhne fossu glenoidalis (kde začíná) ventrálně, laterálně a také kraniálně. Vektor pohybu laterálně dopředu způsobí změnu těžiště, vektor anterokraniální znamená pohyb vpřed. Druhý jmenovaný je zesílen synergickou kontrakcí dlouhé hlavy m. biceps brachii. Kontrakce všech svalů paže a předloktí způsobuje setrvání kloubu loketního během plazení ve flexi (Vojta, Peters, 1995).

Caput longum m. bicipitis brachii je sval dvoukloubový se začátkem na tuberculum supraglenoidale scapulae a úponem na tuberculum radii. V případě reflexního plazení, kdy leží punctum fixum distálně (na epicondylus medialis humeri) je směr jeho tahu ventrální, laterální a kraniální (dopředu).

Směr tahu caput breve m. bicipitis brachii a m. coracobrachialis jde při reflexním plazení laterálně, kraniálně a dorsálně. V synergii otáčejí fossu glenoidalis přes caput humeri, a to směrem od processus coracoideus scapulae (Vojta, Peters, 1995).

M. brachialis je v kokontrakci s caput mediale et laterale m. tricipitis brachii a ostatními svaly paže a předloktí a má za úkol udržení lokte ve flexi (Vojta, Peters, 1995).

Svalová síla vnitřních rotátorů v kloubu ramenním (m. pectoralis major et minor, m. latissimus dorsi, m. subscapularis, m. teres major) je proti rotátorům zevním (m. teres minor, m. infraspinatus) mnohonásobně větší. Proto dochází velice snadno k patologickému vnitřně rotačnímu postavení paží. K tomu při reflexním plazení nemůže dojít pro flexi lokte. Směr tahu vnitřních i zevních rotátorů jde distálně k humeru (Vojta, Peters, 1995).

M. latissimus dorsi pars longa spojuje přes lumbodorsální fascii pletenec ramenní s lopatou kosti kyčelní (pletencem pánevním). Jeho pars transversa má extenční a rotační vliv na autochtonní muskulaturu Th 6-12. M. latissimus dorsi je při reflexním plazení synergistou

m. pectoralis major. Oba tyto svaly svou kokontrakcí drží trup v rovnováze na opěrné horní končetině v transversální rovině (Vojta, Peters, 1995).

Kontrahovány jsou jak svaly dorsální tak ventrální skupiny předloktí. Supinátory i pronátory jsou taktéž ve vyvážené kontrakci. Metakarpy jsou v abdukci, palec v opozici, prsty ve flexi – ruka je uzavřena v pěst a dostává úchopovou funkci (Vojta, Peters, 1995).

5.3.5 Pohyb záhlavní horní končetiny

Záhlavní horní končetina má při reflexním plazení nakročující funkci. Vykonává tedy pohyb označovaný v lokomoci jako flekční fáze kroku.

Za lehké zevní rotace, zajišťované aktivitou m. infraspinatus, m. teres minor a m. deltoideus pars spinalis, hlavice humeru klouže ve fossa glenoidalis. Abdukci paže umožňuje m. deltoideus pars acromialis. Spodní úhel lopatky se pohybuje laterálně, kraniálně a ventrálně. Tento pohyb vykonává m. trapezius pars superior a m. serratus anterior. Druhý jmenovaný sval na záhlavní straně má funkci v držení a roztažení hrudníku (Vojta, Peters, 1995).

V lokti během pohybu postupně dochází k flexi. Vzniká při tom supinace předloktí, související se zevní rotací ramene. Tato supinace je vykonána kontrakcí m. brachialis, m. biceps brachii caput longum a hlavně m. supinator (Vojta, Peters, 1995).

V oblasti ruky dochází k dorsální flexi s radiální dukcí v zápěstí, dále k abdukci metakarpů aktivitou mm. interossei dorsales a extenzi prstů. K abdukci metakarpů patří také plná abdukce specificky lidského prstu – palce (Vojta, Peters, 1995).

Extenze a rotace hlavy za šikmého nastavení osy pletenců ramenních:

Bude-li stimulován acromion za současného držení epicondylus medialis humeri na čelistní straně jako punctum fixum, začne se hlava točit tváří ke straně drážděného acromionu. V této situaci dochází v cervikální oblasti k napětí svalů. To se týká vedle autochtonní muskulatury také mm. obliqui capitis inferior et superior a mm. recti capitis posterior major et minor. Tyto svaly otáčejí hlavu tváří ke straně stimulovaného acromionu (Vojta, Peters, 1995).

Nasadí-li se odpor proti rotaci hlavy, zesílí se za současné extenze krční páteře kontrakce m. sternocleidomastoideus čelistní strany a m. splenius capitis záhlavní strany. Napětí mm. scaleni má na obou stranách různou intenzitu. Způsobuje to, že se hlava nedostává do úklonu, naopak stále je držena ve středním postavení. Ventrální krční muskulatura (hlavně m. longus capitis a m. longus colli na čelistní straně) se tak dostává do izometrického napětí, které se rozšíří přes m. pectoralis major na veškerou ventrální muskulaturu trupu. Aktivita m. longus capitis a m. longus colli zabraňuje vzniku lordózy

krční páteře. Teprve při vyvážené činnosti ventrální a dorzální svaloviny krku může m. trapezius pars superior díky svému dorsálnímu postavení vůči ose páteře řídit aktivitu m. sternocleidomastoideus na čelistní straně a zároveň brzdít kontrakci m. scalenus anterior téže strany. Cervikální úsek páteře se tak dostává za extenze do rotace (Vojta, Peters, 1995).

5.3.6 Pohyby dolních končetin

Pohyb dolních končetin se uskutečňuje ve dvou fázích – ve fázi flekční (krok) a fázi opory (stojné), zatímco trup se pohybuje prostřednictvím odrazové fáze záhlavní dolní končetiny ve směru opěrné horní končetiny vpřed. Analogicky k průběhu pohybu pletence ramenního na čelistní straně se pánev pohybuje dorzálně, laterálně a kraniálně (Vojta, Peters, 1995).

Flekční fáze čelistní dolní končetiny probíhá za vzpřímení osového orgánu při pohybu trupu vpřed k opoře na lokti. Současně začíná opěrná fáze záhlavní dolní končetiny (Vojta, Peters, 1995).

V kyčelním kloubu dochází k flexi, abdukci a zevní rotaci, a to v maximálním možném rozsahu. Nejdůležitějším svalem je zde m. gluteus medius, na výkonu participují i m. gluteus minimus, m. quadratus femoris, m. piriformis, mm. gemelli inferior et superior, m. obturatorius internus a m. obturatorius externus (Vojta, Peters, 1995).

Také adduktory jsou v masivní kontrakci s vrcholem při maximálním vzpřímení trupu.

V kloubu kolenním dochází k flexi. Účastní se jí jak ischiokrurální svaly (pracující vždy v synergii se zádovými svaly), tak obě hlavy m. gastrocnemius.

Horní hlezenní kloub je v neutrálním postavení, dolní pak v everzi. Prsty jsou extendovány a metakarpy v abdukci. Na tom participují svou kontrakcí mm. peronei, m. tibialis anterior a mm. interossei dorsales (Vojta, Peters, 1995).

Flekční fáze dolní končetiny je úzce spojena s diferenciovanou svalovou aktivitou extendovaného osového orgánu. Pánev je při tom postavena šikmo ve frontální rovině. Laterální skupina trupových svalů (m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi) a ventrální skupina (břišní stěna) představují funkční jednotku. Kontrahují se k opěrné horní končetině a táhnou osu pletence pánevního na straně čelistní dolní končetiny ve frontální rovině vpřed. Tím dochází k masivnímu protažení šikmých břišních svalů a jejich aktivaci (Vojta, Peters, 1995).

Opěrná fáze čelistní dolní končetiny navazuje na flekční a při vzpřímení a pohybu trupu vpřed se koleno stává opěrným bodem. Pánev je v dorsální flexi (kontrakce břišních svalů), šikmém postavení ve frontální rovině (kontrakce čelistních m. latissimus dorsi a m.

quadratus lumborum) a v rotaci v rovině transversální (spolupráce adduktorů a zevních rotátorů femuru).

Zevní rotátory centrují kyčelní kloub. Vzniká zde silná propioceptivní aference, která má na tento kloub zásadní formativní vliv (Vojta, Peters, 1995).

Také m. iliopsoas je v průběhu reflexního plazení aktivován. K jeho kontrakci dochází v okamžiku vzpřímení v pletenci pánevním (v tutéž dobu mm. vasti quadricipitis femoris vzpřimují femur). M. iliopsoas táhne lumbální páteř do inklinace. Tím vzniká stimulace protažením dorsální autochtonní muskulatury (m. multifidus záhlavní strany). Rovněž jsou protaženy mm. intertransversarii lumborum čelistní strany, patřící k přímému systému (Vojta, Peters, 1995).

Horní hlezenní kloub je v 90° flexi a dolní jde do středního postavení. Podélná i příčná klenba se synergickou svalovou funkcí dostává do plného rozvinutí (Vojta, Peters, 1995).

Extenční aktivita záhlavní dolní končetiny je charakterizována v opěrné fázi masivní kontrakcí kyčelního kloubu. Platí zde jako u druhé dolní končetiny synaktivita těchto svalů s adduktory femuru a břišní stěnou. Velmi důležitá je bilaterální kontrakce mm. serrati posteriores inferiores, způsobující extenzi thorakolumbálního přechodu. Hlavní úlohu při extenzi kyčelního kloubu hrají ischiokrurální svaly, m. gluteus maximus má roli pouze podružnou (Vojta, Peters, 1995).

Horní hlezenní kloub je v 90° flexi. Pata se opírá vnitřní stranou o podložku.

Dochází k synergické kontrakci mm. peronei a m. tibialis anterior na jedné straně a tibialis posterior na straně druhé. Protážením je aktivován také m. popliteus, který má následně vliv na kyčelní kloub ve smyslu zevní rotace (Vojta, Peters, 1995).

M. soleus a m. plantaris longus pracují distálním směrem jako extenzory kolene proti flexi. Lze to připsat tomu, že tyto svaly táhnou kondyly femuru dorsálně. Dále pak při odrazové fázi působí jako flexory planty (Vojta, Peters, 1995).

V oblasti planty dochází k úchopu terénu – především aktivitou mm. interossei plantares (abdukce metatarsů, flexe planty a prstů).

5.3.7 Pohyb v oblasti osového orgánu

Během reflexního plazení dochází k pohybu osy procházející pletenci ramenními. Synergickou dobře vyváženou funkcí dorsální, laterální a ventrální muskulatury se přenáší při extenzi thorakální části osového orgánu těžiště těla ve směru opěrného lokte laterálně, dorsálně a kraniálně. Tím se osa pletence ramenního pohybuje rotačně kolem opěrného bodu na lokti kraniálním směrem. Úhel mezi hrudníkem a horní končetinou se tak zmenšuje až do

okamžiku dosažení vrcholu vzpřímení. Z hlediska vývoje je tím poskytnut dostatek prostoru pro druhostrannou končetinu. Ta má tak možnost provést úchop (Vojta, Peters, 1995).

Celý osový orgán je v extenčním postavení. To je předpoklad reflexního plazení. O mechanismu extenze v oblasti krční páteře bylo již psáno.

V oblasti hrudní se tak děje pomocí autochtonní muskulatury. Tu tvoří laterální trakt (m. iliocostalis, m. longissimus), mediální trakt (m. interspinalis, m. spinalis) a šikmý systém (mm. rotatores, m. multifidus, m. semispinalis). Krátké svaly přímého a šikmého systému autochtonní muskulatury spojují jednotlivé obratle nebo jeden či více přeskakují. Ovlivňují tak celou páteř přes její jednotlivé segmenty. V protikladu k jiným svalům nemají autochtonní žádné fasciální obaly. Avšak obsahují velké množství vaziva – přes 25% - proto byly také dříve označovány jako kontraktilní ligamenta. Kontrahuje-li se tato muskulatura napravo, jsou svaly na straně opačné facilitovány protažením. K tomu se připojuje i napnutí vazivového aparátu a ten se pak chová jako tětíva luku. Koncentruje tedy do sebe tuto napínací sílu. Po uvolnění napětí na pravé straně se tato energie uvolní (při současné svalové kontrakci nalevo). Tím bude sval na pravé straně převeden do protažení a celý proces bude řízen z opačné strany. Spojení svalových vláken s vlákny vazivovými tvoří reciproční segmentální autoregulační servomechanismus, působící jako obrovský generátor síly. Ten funguje ale pouze tehdy, je-li uplatněn cyklický lokomoční děj (Vojta, Peters, 1995).

Aktivace extenzorů trupu v lumbální oblasti předpokládá také aktivaci ventrální muskulatury trupu. Ta aktivitu těchto velice silných extenzorů brzdí. Další synergií je zde spolupráce m. iliopsoas a břišních svalů. Kontrakcí m. rectus abdominis je tažena symfýza kraniálně. Dorsální muskulatura je v oblasti trupu aktivována více na záhlavní straně, naopak ventrální se aktivuje více na straně čelistní. Rozdílné kontrakční poměry předpokládají vysokou diferenciaci svalové funkce. Ta je u patologických stavů narušena (Vojta, Peters, 1995).

Břišní svalový řetězec (m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis externus et internus, m. rectus abdominis) je „měkké“ spojení hrudníku s pánví. Obecně platí to, co bylo již řečeno výše – všechny tyto svaly ventrální strany trupu se aktivují více na straně čelistní (Vojta, Peters, 1995).

Při reflexní lokomoci dochází aktivací břišního lisu ke zvýšení nitrobřišního tlaku. Ten působí kromě vnitřních orgánů také na bránici a dno pánevní. Reflexním plazením lze tedy ovlivňovat i dýchání a vyměšovací funkce (Vojta, Peters, 1995).

5.3.8 Aktivita v orofaciální oblasti

Aktivita v orofaciální oblasti jsou důkazem, že vzor reflexního plazení je zařazen nad mozkový kmen. Směr tahu pohybu jde ve směru otočení hlavy – k záhlavní straně.

Je-li hlava držena ve výchozím postavení, pohybují se oči (podobně jako při fixačním nystagmu) pomalu ve směru záhlavní končetiny a rychle zpět. Může být často dosaženo úplného otočení očí – oko záhlavní strany se dostává až k temporálnímu úhlu a oko čelistní strany pak k úhlu nazálnímu (Vojta, Peters, 1995).

Ústní koutek se při reflexním plazení pohybuje ve směru plánovaného otočení hlavy. Je to velmi diferencovaný a komplikovaný pohyb úst se supranukleární koordinací, která je lokalizována nad jádro n. facialis. Současně dochází k posunu mandibuly k téže straně. Jde o pohyb mastikatorní (sloužící k rozmělnění potravy).

Jazyk ztrácí kónický tvar plošně se rozšíří, tlačí se proti spodině ústní a přesouvá k záhlavní straně. Intenzivní polykání je diferencovaná supranukleární funkce distálních motorických mozkových nervů s funkční lokalizací nad mozkovým kmenem. Jazyk je ve vývoji prvním úchopovým orgánem, a to, když dítě uchopí rozvinutým jazykem prsní bradavku a saje (Vojta, Peters, 1995).

5.3.9 Krokový cyklus

Chůze, lezení po čtyřech a také reflexní plazení jsou pohyby vpřed, které probíhají ve zkřížené koordinaci. Krokový cyklus má čtyři fáze: flekční, relaxační, opěrnou a odrazovou. Tyto fáze se opakují vždy ve stejném recipročním vzoru na všech čtyřech končetinách (obr. 14). Při tom se horní končetiny pohybují dříve než dolní (Vojta, Peters, 1995).

Při lezení nižších savců a také malého dítěte má flekční pohyb v klíkových kloubech přibližně stejný rozsah – 115° - 117° (Grillner, 1975). V reflexním plazení je tento rozsah větší (kyčel – 140° , rameno – 125° - 135°). Rozdíl je také v místě opory – u čtyřnohých živočichů je distálně, u reflexního plazení člověka pak na kondylu humeru a femuru. Tato situace umožňuje úchop (Vojta, Peters, 1995).

5.4 Řetězení svalových funkcí

5.4.1 Funkční řetězce

Tímto pojmem rozumíme dva a více svalů, funkčně vzájemně svázaných, mezi které je včleněna volná nebo pohyblivá kost nebo šlašitý útvar, a kde směr průběhu svalových vláken je ve svalectech řetězce přibližně stejný.

Funkční řetězec spojuje několik samostatných hybných segmentů, které mají v tomto funkčním spojení více pohybových možností, nežli segmenty samotné. Funkční řetězec může působit jak v jednom směru, tak i ve směrech protichůdných, takže pak funguje jako otěže, mezi kterými je „dynamicky“ zavěšen kostní segment (Véle, 2005).

Spojení jednoduchých řetězců do složitých komplexů umožňují široké ploché fascie, které mají na hrudníku šikmý směr, takže se kříží a vytvářejí tak funkční spojení například mezi ramenním pletencem jedné strany a pánevním pletencem druhé strany. Tyto řetězce probíhají jak po přední, tak po zadní straně hrudníku.

Po stránce funkční mohou ve funkčním řetězci pracovat jako funkční synergisté synchronně (v kokontrakci) při udržování polohy vřazeného segmentu, nebo mohou pracovat jako funkční antagonisté (reciproční inervace) při změně polohy segmentu. Jiná možnost je postupná (sekvenční) aktivace řetězců, která probíhá podle stanoveného rozvrhu (timing), řízeného programově a korigovaného propioceptivní zpětnou vazbou. Aktivace segmentu probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu ke druhému (Véle, 2005).

5.4.2 Řetězení funkcí

Řetězení funkcí vzniká pravděpodobně důsledkem základní poučky o řízení pohybu nervovou soustavou, která říká, že CNS neřídí odděleně jednotlivé svaly, ale komplexně teleologicky celý pohyb. (teleokinesis). I když bylo prokázáno, že nervový systém je schopen naučit se odděleně řídit jedinou motorickou jednotku, je tento poznatek spíše výjimkou potvrzující uvedené pravidlo. Kvadrupedální diagonální vzor uzpůsobil strukturu rovněž do zkřížené podoby na ventrální i dozrální straně trupu. Posledními našimi výzkumy je dokázaná funkční propojenost oblasti ovlivňující lokomoci prostřednictvím paže s funkcí kontralaterální oblastí obdobně ovlivňující lokomoci dolní končetinou.

Jednoduchý svalový řetězec řídí elementární funkci segmentu. Několik řetězců se sdružuje do komplexního celku, který řídí skupinu segmentů (určitého sektoru páteře nebo pletence končetiny...). Příkladem takového funkčního řetězce, který pracuje jako komplexní celek, je svalstvo lopatky, jehož úkolem je „dynamicky vyvážené“ udržování polohy lopatky a tím i zajišťování polohy ramenního kloubu. Tato funkce je nutná pro dosažení dostatečné, ale přitom flexibilní stability paže, kterou vyžaduje jemná motorika ruky. Funkce ramenního pletence je podřízena funkci ruky, která může sekundárně distoproximálně ovlivnit i funkci ramene (Véle, 2005).

5.4.3 Řetězce mezi trupem a lopatkou

Mezi těmito řetězci je dynamicky zavěšena lopatka. Tyto smyčky (mechanicky uzavřené řetězce) nastavují a udržují polohu lopatky tak, aby byla co nejvýhodnější pro funkci ruky. Smyčky nelze posuzovat odděleně, vždy se na provedení pohybu podílejí společně.

První tvoří dvojice m. rhomboideus a spodní část m. serratus anterior. Jde o spojení páteře přes lopatku s hrudníkem. Oba svaly mají prakticky shodný průběh vláken. Mediální okraj lopatky je jakoby zavzat do této svaloviny, která se táhne stejným směrem mezi páteří a hrudníkem. Vmezeřený mediální okraj lopatky šikmo proniká svalovinou.

V klidu je napětí obou svalů k vyvážené (eutonie), při volní aktivitě se vytváří za účelem změny postavení funkční dystonie. Při kontrakci jednoho svalu se musí protáhnout druhý z dvojice a naopak. Aktivací mm. rhomboidei dochází k rotaci dolního úhlu k páteři. Tím se jamka ramenního kloubu nastavuje do polohy skloněné šikmo dolů. Při aktivaci spodní části m. serratus anterior dochází k opačné situaci (angulus inferior rotuje od páteře a kloubní jamka směřuje šikmo nahoru).

Jestliže vzniká svalová dystonie bez funkčního záměru již v klidu (statická dysbalance, dystonie), jde o funkční poruchu spojenou s trvalou změnou postavení lopatky.

Při fixaci lopatky je napětí v obou svaích stejnoměrně zvýšené a mění se při působení zevní síly, která má tendenci vychýlit lopatku v jednom směru. Svalová smyčka vyvine automaticky funkční dystonii, která směřuje k udržení původní polohy lopatky proti účinku zevní síly.

Při zpevnění abduktované horní končetiny v kloubu ramenním provádí svalová smyčka m. rhomboideus – m. serratus anterior pars inferior pohyby celé paže nahoru a dolů ve frontální rovině.

Druhou smyčku tohoto segmentu tvoří m. levator scapulae a pars inferior m. trapezii. Jejím účelem je elevace a deprese lopatky. Probíhá od cervikální páteře přes m. levator scapulae, scapulu, pars inferior m. trapezii a uzavírá se přes páteř hrudní. Uplatňuje se při nošení břemen na rameni a v ruce. Úponem m. levator scapulae se zátěž přenáší na krční páteř, kde může docházet k přetížení s následnou bolestivostí úponů na lopatce a příčných výběžků krčních obratlů.

Třetí smyčku oblasti lopatky tvoří m. pectoralis minor a m. trapezius inferior. Je mechanicky uzavřen přes krční páteř a hrudník. Smyčka pracuje vždy ve spolupráci s prvním popsaným svalovým řetězcem (m. serratus ant. inf. – mm. rhomboidei). Jedná se zde vlastně o dva zkřížené elastické pruhy. Tímto mechanismem je dosaženo precizní vyvážené regulace

pohybu ve smyslu anteriorní deprese, anteriorní elevace, posteriorní deprese a posteriorní elevace.

Poslední, čtvrtou, svalovou smyčku vytváří pars medialis m. trapezii spolu s horní a střední částí m. serratus anterior. Opět se uzavírá žebry a páteří. Pracuje, když je lopatka přitlačována k hrudníku silným širokým svalem zádovým.

Véle (2005) uvádí že, všechny čtyři smyčky dodávají lopatce možnost pevné fixace při dobré dynamické versatilitě a tím zaručují jemnost pohybům pletence, které vždy spolupůsobí při všech pohybech končetiny.

5.4.4 Řetězce mezi paží a hrudníkem

Prvním z těchto řetězců je řetězec záběrový. Tvoří jej m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Začíná tedy na přední straně hrudníku, pokračuje přes paži a končí na zadní straně hrudníku, kde pokračuje přes fascia thoracolumbalis a pletenec pánevní dále pokračuje prostřednictvím dalších svalů až k hlavičce fibuly a dále k akrální části dolní končetiny (crista tub. minoris humeri – zadní axillární řasa – fascia thoracolumbalis – páteř – druhostranná crista iliaca – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – fibulární strana kolene – m. triceps surae – calcaneus – ploska nohy). Na přední straně dosahuje pak záběrový řetězec také až k plosce nohy (crista tuberculi majoris – přední axillární řasa – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – mm. obliqui abdominis – linea alba – druhostranné mm. obliqui abdominis – lig. inguinale – stehenní fascie – stehenní svalstvo – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno – bérce – pata – noha).

Záběrový řetězec má samozřejmě vliv na pohyb horních končetin a je efektozem pohybu při lokomoci přes pletenec ramenní, tedy jak při reflexním plazení dle Vojty, tak při pádlování na kajaku.

Obě dvě části tohoto řetězce se vzájemně kříží na přední i na zadní straně trupu a zpevňují ho. Funkční poruchy z hrudní oblasti se tak mohou přenášet na oblasti pletenců a dále na končetiny. Nesporný je také vliv tohoto řetězce na dýchání (Véle, 2005).

Druhým řetězcem této skupiny je řetězec zpevňující a fixující pletenec ramenní. Ten probíhá od hrudníku přes klavikulární část m. deltoideus k paži a dále prostřednictvím m. deltoideus pars acromialis a pars spinalis k lopatce a hrudníku. Ovlivňuje vztahy mezi kostí klíční a lopatkou. Většinou pracuje současně s m. supraspinatus a biceps brachii, a také se smyčkami kolem lopatky. Hlavní jeho funkce je při předpažení, upažení, zapažení a vzpažení. Aktivuje se též při pronaci (ne při supinaci) a při extenzi v lokti (Véle, 2005).

5.4.5 Řetězce pletenec paže – předloktí

Jedná se o dvě otevřené smyčky – scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí a scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps – předloktí.

M. supraspinatus podporuje střední část m. deltoideus a přitlačuje hlavici femuru do jamky ramenního kloubu. Při rotaci hlavy doprava se aktivuje levá strana, dále se aktivuje při roztažení prstů a sevření pěsti (Véle, 2005).

M. coracobrachialis vytváří spojení mezi pletencem ramenním a zmenšuje zátěž ramenního kloubu, přivádí paži z různých poloh do výchozího postavení (Véle, 2005).

5.4.6 Řetězec pletenec ramenní – předloktí

Zde existují uzavřené smyčky scapula – m. deltoideus – humerus – m. brachialis – ulna, scapula – m. biceps brachii – radius, scapula – m. triceps brachii – ulna.

5.4.7 Další svalové řetězce

V oblasti ruky a předloktí se uplatňuje větší množství smyček jako pronačně-supinační, flexe a extenze ruky, smyčky malíkové a palcové.

Svalové řetězce nacházíme samozřejmě i ve všech ostatních částech lidského těla.

5.5 Elektromyografie

Uplatnění povrchové elektromyografie si nachází svou cestu z neurologie, neurofyzilogie, ortopedie, fyzioterapie do skupiny vědních oborů o tělesné výchově a sportu – kineziologie, biomechaniky, sportovního lékařství a dalších. Povrchová EMG v oblasti kineziologie vyšetřuje aktivaci svalů, koaktivaci svalových skupin v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vlivy zátěže na svalovou funkci, může sledovat proces terapeutického procesu, jakož i efekt tréninkového zatížení (Strnadová, 2004).

Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí povrchové EMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorů (Vacek, 2001). Je uznávaná vhodnost tohoto prostředku vyšetřování pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Janura 2001).

Povrchová elektromyografie dovoluje snadný přístup k procesům, zajišťujícím polohu a pohyb člověka. Operativnost formy EMG měření s bezdrátovým přenosem signálu umocňuje neinvazivnost a jednoduchost provedení detekce.

Nerespektování technických požadavků při procesu získávání a přenosu signálu však zvyšuje riziko nežádoucího ovlivnění EMG signálu. Při práci v terénu se v dnešní době

prakticky nevyhneme náboru artefaktů, jejichž objektivní odstranění ze získaných dat je velmi problematické.

Povrchová elektromyografie registruje pomocí povrchových elektrod elektrické odezvy činnosti svalových skupin. Na elektromyogramu je zaznamenán elektrický ekvivalent dynamiky iontové výměny v oblasti membrány při aktivaci svalu. Záznam má podobu interferenčního vzorce a je výsledkem interference sumy potenciálů místních motorických jednotek v prostorové vazbě s přenosnými vodiči – s povrchem těla a snímacími elektrodami (Keller, 1999).

Parametry elektromagnetického signálu jsou logicky výrazně ovlivněny fyziologickými faktory – kvantitou, kvalitou a umístěním detekovaných motorických jednotek. K nim přistupují faktory metodického charakteru – metodika detekce, zpracování a interpretace získaných dat. V metodice měření spatřujeme důležitou lokalizaci elektrod. Je doporučována vzdálenost elektrod 10 mm ve stopě střední linie svalu v oblasti největšího bříška svalu (De Luca, 1993). EMG signál je diferenciatně zesílen a elektronicky uložen ve formě souboru dat. Výsledná matematicky definovaná křivka je filtrována pro odstranění působících artefaktů v signálu. Převedení křivky pomocí Fast Fourier Transformation do funkce závislosti napětí (mV, V), na frekvenci (Hz, kHz) umožní stanovení horní hranice filtrace konkrétního měření (low pass filtry, eliminace frekvence nad 500Hz). Snížení arteficiálního šumu znamená odstranit frekvenci 0 – 20Hz (high pass filtry). Nejčastější zůstatkové pásmo se pohybuje v rozmezí 50 – 150Hz (Kadaňka a kol. 1994).

Integrace, rektifikace křivky je používána pro získání součtu křivky, oscilující v kladném a záporném pásmu, do absolutní hodnoty (Keller, 1999). Křivka v absolutní hodnotě v sobě skrývá možnou chybu při vzájemném odečtení protichůdných vrcholů. Graficky je možno křivku vyhladit. Získaný obrys je sice přehlednější, je však započtena chyba signálních artefaktů. Kvantifikace signálu je dána parametry: plocha pod křivkou usměrněné křivky, průměrná amplituda, vzdálenost nejvyšších vrcholů, průměrná frekvence, střední frekvence, celkový výkon EMG signálu.

Jednotlivé typy studií podporované povrchovou EMG můžeme pracovní rozdělit na sledování velikosti aktivace sledovaných svalů, sledování nárůstu únavy ve sledovaném svalu a timing neboli sledování aktivace svalu v čase.

Při sledování stupně aktivace svalů je možné zjistit, zda je sval aktivní více, méně nebo vůbec. Studie (De Luca 1993, Rodová, Mayer, Janura 2001) uvádějí řadu argumentů, které nedovolují přesnější kvantifikaci naměřených charakteristik. Například při komparaci EMG signálu s produkcí svalové síly lze pouze konstatovat, že se zvyšující se velikostí síly,

popř. rychlosti kontrakce dochází ke zvětšení amplitudy signálu. Linearita ani jiná charakteristika vztahu nebyla spolehlivě prokázána (De Luca 1993). Uspokojivé výsledky jsou dosahovány při relativně izolovaných měřeních izometrického charakteru práce či při aktivacích zajišťujících pouze pomalé pohyby. Pro potřeby našeho měření je toto nepotřebné. Navíc je zřejmé, že výsledná síla – v našem případě na pádle – je výsledkem vektoru působení svalové síly a fyziologických pasivních odporů - klouby, vazy, intraartikulární svaly, antagonisté, kůže, oděv...(Karas, Otáhal 1972).

Při sledování komplexních pohybových projevů je výhodnější zaměřit se na časovou souvztažnost aktivací jednotlivých svalových skupin. Sledování cyklických, lokomočních pohybových projevů je běžné (Zwieck, Kollmitzer 1994).

6. Výzkumné metody

6.1 Základní metodologický princip

Základním metodologickým principem zvoleným pro tuto práci je experiment. Ten lze definovat jako cílenou manipulaci jedné nebo více nezávislých proměnných a následné pozorování efektu na závisle proměnnou. Výsledky jsou pak analyzovány za pomoci získaných teoretických poznatků. V případě této studie je pozorovanou závisle proměnnou povrchově měřená elektrická aktivita sledovaných svalů během jízdy na kajaku. Nezávisle proměnnou představuje vliv reflexní lokomoce dle Vojty na kineziologický obsah pohybového stereotypu záběru vpřed na kajaku.

Experiment proběhl na jednom probandovi v jeden den, samozřejmě bez přelepování elektrod. Tím a určením a dodržením dalších konstant (rychlost jízdy, délka trvání záběru) bylo umožněno co možná nejobjektivnější srovnání záznamů před a po stimulaci probanda pomocí reflexního plazení dle Vojty.

Vlastní analýza spočívá v rozboru dat získaných pořízením křivky elektrické aktivity vybraných svalů za současného synchronizovaného záznamu pohybu probanda digitální videokamerou.

6.2 Zkoumaná populace

Během vlastního výzkumu byla sledována jízda jednoho probanda. Výběr pokusné osoby proto musel být velice obezřetný. K dřívějším pracím na podobné téma byla například využita mnohonásobná mistryně republiky, světa a olympijská vítězka ve slalomu na divoké vodě Štěpánka Hilgertová nebo neméně úspěšná sjezdačka Michaela Strnadová. Tak bylo zajištěno opravdu dokonalé provedení sledovaného pohybu. Tyto závodnice se totiž prosazují proti fyzicky mnohem silnějším soupečkám právě díky své vybroušené technice a ideální synchronizaci svalové činnosti během záběrů na kajaku.

Proband využitý pro tento experiment (obr.15) je také úspěšným reprezentantem České republiky v kanoistice na divoké vodě, konkrétně ve freestylových disciplínách. Jeho technickou vyspělost potvrzují nejen jeho výsledky ze závodů v rodeu, ale také počet úspěšných sjezdů extrémně náročných úseků nejdivočejších řek v Evropě. Těchto výkonů nelze bez dokonalého zvládnutí jízdy na kajaku dosáhnout.

A právě dobrá úroveň zafixování pohybu v paměťových stopách CNS je pro objektivitu tohoto experimentu významným požadavkem. Pro dokumentaci poměrů

v pohybové soustavě pokusné osoby přikládám kineziologický rozbor před první a druhou jízdou (tedy před – příloha č.1 i po – příloha č.2 - stimulaci reflexním pomocí reflexního plazení dle Vojty).

6.3 Měřicí techniky

Elektrická aktivita vybraných svalů byla měřena pomocí přístroje KAZE5. Ten snímá pomocí dvoupólových elektrod hodnoty elektrického napětí na povrchu těla. Umožňuje svou konstrukcí současný záznam činnosti sedmi svalů. Také dovoluje pomocí pracovního osmého kanálu synchronizovat jeho záznamy s daty pořízenými současně digitální videokamerou.

Přístroj KAZE5, který je díky své velikosti možné umístit do ledvinky na bedra pokusné osoby, disponuje vnitřní pamětí, takže proband nemusí být během experimentu spojen s počítačem na břehu. Po skončení výzkumu se pomocí spojovacího kabelu získaná data zkopírují do počítače, kde je specifický software KAZE5 převede do formy tabulek pro program Microsoft Excel. Zde jednotlivé sloupce (A-G) představují 1.-7. kanál přístroje a řady (u dvacetisekundové jízdy 1-4096, u desetisekundové 1-2048) pak časový průběh experimentu. V jednotlivých oknech jsou pak hodnoty 1-255, které udávají amplitudu výsledné křivky, tedy vlastní elektrickou aktivitu svalů pod jednotlivými elektrodami. Jedná se samozřejmě o vyjádření v poměrných jednotkách závislých na nastavení úrovně citlivosti kanálů, ne v objektivních fyzikálních jednotkách. Na ty (μV) je nutné tato data pomocí níže uvedeného vzorce přepočítat. Pro přehlednost jsou sloupce od sebe posunuty o 300 bodů tak, že ke sloupci A je přičteno 1800 bodů, B 1500, C 1200, D 900, E 600, F 300 a G 0 bodů. Tím je umožněno okamžité zobrazení jednotlivých křivek, které se díky této matematické operaci nepřekrývají. Za účelem práce s naměřenými daty je nezbytné nejprve všechny křivky převést na hodnoty začínající na čísle 0.

Přístroj KAZE5 má u každého kanálu k dispozici nastavení citlivosti v hodnotě maximální amplitudy od 0,05 do 2mV. Při překročení této hranice nastává takzvaná saturace, tedy přetečení dat.

Přepočet z poměrných jednotek na μV je možné podle následujícího vzorce:

$$U = a \cdot b \cdot c$$

kde a je nastavení citlivosti kanálu přístroje, b je konstanta daná konstrukcí KAZE5 a činí 9,741 μV a c pak hodnota elektrické aktivity svalu daná v poměrných jednotkách KAZE5.

Pomocí provedení funkčního svalového testu dle Jandy před vlastní jízdou, tedy ve fázi seřizování citlivosti kanálů EMG přístroje, byla stanovena hodnota maximální svalové

kontrakce. Ta pak posloužila – po přepočítání hodnot na μV - k poměrnému (procentuálnímu) hodnocení zapojení sledovaného svalu během pohybu.

Elektromyografie jako metoda objektivizace svalových funkcí vyvolává řadu kontroverzních názorů. Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalu. Ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.

6.4 Pilotní studie

Před dvěma lety, v roce 2004, byla provedena pilotní studie k této práci. Jejím předmětem bylo zmapování koordinace svalové činnosti v oblasti horní končetiny při pádlování v kajaku. Byly získány záznamy náboru motorických jednotek těchto vybraných svalů při přímém záběru vpřed na kajaku: caput longum m. bicipitis brachii, caput longum m. tricipitis brachii, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a pars transversa m. trapezii. Z výsledků studie (obr. 16) vyplývá, že dlouhé hlavy m. biceps a m. triceps brachii pracují během záběru vpřed na kajaku současně – v kokontrakci. Stejný vztah má i činnost střední části m. trapezii a m. serratus anterior a aktivita dvojice m. latissimus dorsi a m. pectoralis. Tytéž synergie jsou popisovány u reflexního plazení dle Vojty. U obou pohybů nacházíme i další podobnosti. Punctum fixum leží distálně, tah svalů míří proximálně. Horní končetina je při záběru držena v téměř totožném postavení jako u reflexního plazení. Pohyb, který horní končetina vykonává ve fázi záběru, je velmi podobný pohybu čelistní horní končetiny při reflexním plazení dle Vojty. Naopak horní končetina záhlavní vykonává při reflexním plazení pohyb podobný přenosu pádla na nezáběrové straně při jízdě na kajaku.

Z toho lze usuzovat, že jízda na kajaku nese známky činnosti charakterizované jako typicky lidský lokomoční pohyb. Možnost ovlivnění pohybového stereotypu jízdy na kajaku pomocí reflexního plazení dle Vojty je tak dalším krokem, který by mohl znamenat uvedení těchto teoretických poznatků do praxe.

6.5 Sběr dat

Pro potřeby výzkumu byl použit přenosný měřicí přístroj KAZE5 (vyvinutý na UK FTVS v Praze) se sedmi kanály na snímání elektrických potenciálů vznikajících při svalové činnosti a jedním kanálem pracovním pro synchronizaci videozáznamu. Váha přístroje

s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu probanda je cca 1,4 kg. Regulace citlivosti je možná v rozsahu 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec.

Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série pěti měření převeden do přenosného PC a upraven specifickým softwarem KAZE5. Přístroj byl umístěn na bedrech probanda pod krycí dekou tak, aby neomezoval jeho lokomoční aktivitu během jízdy na kajaku. Pro účely této studie bylo opakovaně snímáno sedm jízd vpřed na klidné vodě, každá o délce trvání 20s.

Byly použity povrchové elektrody, které nejsou zdaleka přesné a objektivní, jako elektrody jehlové, ale pro účely této studie musí být dostačující. Navíc při jejich použití nedochází k porušení integrity tělesného povrchu probanda, nehledě na fakt, že nocicepce, zákonitě vznikající při aplikaci jehlových elektrod, by se neblaze podepsala na kvalitě sledovaného pohybového stereotypu. Samotné elektrody byly připevněny na tělo probanda pomocí tapovací pásky. Vzhledem k tomu, že již samotné použití tapu může mít za následek ovlivnění stereotypu pádlování na kajaku, byl kladen zřetel na co možná nejšetrnější použití fixovacího materiálu.

Synchronizovaný videozáznam byl pořízen digitální kamerou firmy Sony. Díky k tomu určenému kanálu na přístroji KAZE5 je možno časově sladit tento filmový materiál se záznamem EMG aktivity měřených svalů.

Během celého výzkumu byly kanály přístroje KAZE5 nastaveny takto:

| | |
|---|--------|
| 1. kanál (m. trapezius, pars superior dx.) | 0,50mV |
| 2. kanál (m. trapezius, pars inferior dx.) | 0,20mV |
| 3. kanál (m. infraspinatus dx.) | 0,20mV |
| 4. kanál (m. pectoralis major dx.) | 2,00mV |
| 5. kanál (m. latissimus dorsi dx.) | 0,05mV |
| 6. kanál (m. deltoideus, pars acromialis dx.) | 0,10mV |
| 7. kanál (m. serratus anterior dx.) | 0,20mV |

6.6 Analýza dat

Ačkoliv technicky patří KAZE5 mezi EMG přístroje, neumožňuje svou konstrukcí analýzu EMG křivky tak, jako standardní aparatury. Ihned při měření totiž převádí data do absolutních hodnot. Proto již není možné hodnotit a statisticky zpracovávat ani frekvenci, ani

amplitudu EMG záznamů tak, jak jsme zvyklí u klasické elektromyografie. Z tohoto důvodu je i termín EMG v této práci nahrazen termínem „měření elektrické aktivity svalu“.

Hodnoty naměřené přístrojem KAZE5 lze pomocí výše uvedeného vzorce převést z poměrných jednotek (vhodných pro přehledné grafické zpracování, ale z objektivního pohledu značně zavádějící) na fyzikální jednotky – μV .

Před měřením jednotlivých jízd byly pomocí funkčního svalového testu dle Jandy změřeny hodnoty maximálních kontrakcí měřených svalů. Ty posloužily jako hodnota 100%, ke které se vztahuje poměrná úroveň aktivace svalů během pohybu v jednotlivých fázích záběru.

Získané záznamy elektrické aktivity svalů během sledovaného pohybu byly pro přehledné zpracování do formy spojnicového grafu exportovány do programu Microsoft Excel. Zde byly všechny hodnoty převedeny z poměrných jednotek nejprve na μV a poté na procentuální hodnoty vztažené k maximální kontrakci. Konečné grafické zpracování bylo provedeno v programu Photoshop 6.0.

Ze synchronizovaného videozáznamu byl pořízen kinematogram, zobrazující postupně polohu těla probanda při jednom lokomočním cyklu záběru vpřed na kajaku. Sekvence jednotlivých fotografií mají mezi sebou časový interval 0,25s.

K tomuto záznamu záběru vpřed lze snadno dodat přehledné grafy zobrazující elektrickou aktivitu svalů, prezentující nábor motorických jednotek vybraných svalů v přesném časovém úseku, odpovídajícím jednomu lokomočnímu cyklu záběru vpřed.

V každé jízdě byl pečlivě vybrán charakteristický úsek vyjadřující jeden záběrový cyklus. K němu byla přiřazena odpovídající část videozáznamu. Pomocí rozboru videozáznamu jízdy byla určena přesná hodnota zapojení sledovaných svalů ve čtyřech klíčových okamžicích záběru vpřed na kajaku. Prvním klíčovým bodem je zasazení pádla do vody, dalším tažení listu vodou, třetím vytažení pádla z vody a čtvrtým jeho přenos.

Procentuální hodnoty zapojení měřených svalů v každém ze čtyř klíčových bodů byly zprůměrovány u všech ze sedmi jízd, provedených před stimulací probanda pomocí reflexního plazení dle Vojty. Byla vypočtena průměrná a směrodatná odchylka. Táž procedura byla provedena s daty získanými záznamem sedmi jízd po reflexním plazení.

Tyto hodnoty byly v poslední fázi výzkumu porovnány.

6.7 Řešení zvláštních situací

Pro samotné měření byla vybrána závodní slalomová loď Esprite 360. Poskytuje totiž možnost uložení EMG setu na bedrech probanda, což u rodeové lodi není možné. Pro záběr vpřed na klidné vodě je ideální také její charakter a tvar. Fakt, že proband nebyl na tuto loď zvyklý, byl vykompenzován tím, že mu byl ponechán čas na rozcvičení. Po přibližně deseti minutách rozcvičovacích jízd se již cítil s novou lodí seznámen a byl schopen podat požadovaný výkon.

Proband během svých jízd používal své pádlo Galasport freestylového designu se vzájemným úhlem listů 30° . Je to sportovní pomůcka, na kterou je naprosto zvyklý, a kterou používá při svých výkonech.

Kvůli zachování konstantních podmínek pro první i druhou sérii jízd byl pro vlastní měření zvolen prostor na začátku slalomového kanálu v Praze – Tróje. Voda je zde ještě klidná a konstantní proud zde má takovou rychlost, aby pokusná osoba, pádlující v kajaku, při své jízdě setrvala vzhledem ke kameře, umístěné na břehu, ve stejném místě. Tak mimojiné získáme i nejkvalitnější videomateriál pro kinematogram. Hlavním účelem je ale zajištění konstantní rychlosti během všech čtrnácti jízd a tím pádem tedy i stejná vykonaná práce v každé jízdě.

Pro závěrečné srovnání záznamů elektrické aktivity svalů bylo velmi přínosné zajištění stejného časového průběhu jednotlivých záběrů během jízd. Toho bylo dosaženo pomocí metronomu vybaveného výstupem pro sluchátka, udávajícího rytmus, který pokusná osoba musela dodržet. Rytmus 120/min, tedy 1záběrový cyklus za 2s byl zjištěn jako přirozený metodou pokus – omyl před vlastním měřením.

6.8 Specifické procedury

Měření proběhlo dne 15. 3. 2007 na slalomovém kanále v Praze – Tróji. Nejprve bylo potřeba připravit přístroje (EMG a počítač) k výzkumu. Před nalepením elektrod na tělo probanda bylo nutné připravit pokožku (oholit a odmastit), aby nedocházelo k odlepování náplastí, které elektrody drží.

Umístění elektrod (obr. 17) bylo voleno tak, aby katoda a anoda směřovaly po směru svalových vláken. Pořadí, ve kterém byly upevněny, není relevantní, protože při výzkumu sledujeme absolutní hodnoty snímaného elektromagnetického signálu. Přesné umístění bylo voleno tak, aby elektrody spočívaly na místě, kde je svalové břicho co nejmohutnější.

Po zkoušce funkce snímacích elektrod, přístroje KAZE5 a počítače, který získaná data zpracovává, bylo možné zahájit první část měření. Tím bylo stanovení hodnot maximální kontrakce examinovaných svalů pomocí funkčního svalového testu dle Jandy. Následoval záznam elektrické aktivity vybraných svalů při záběru vpřed během sedmi jízd, které byly současně natáčeny na digitální videokameru. Každá z těchto jízd trvala 20 sekund, což je již čas dostatečný, aby proband dosáhl pro něj již zautomatizovaného stereotypu jízdy na kajaku. Po prvních několika záběrech, to znamená přibližně po 5ti sekundách, se délka a intenzita záběrů stabilizuje a pohyb se stává harmonickým.

Asi deset minut po poslední jízdě byl proband v posilovně stimulován pomocí reflexního plazení dle Vojty. Nejprve 15 minut se záhlavím na pravé straně a poté stejný časový úsek na straně levé. Celá procedura proběhla pod vedením zkušené fyzioterapeutky s bohatou zkušeností v praktickém provádění Vojtovy metody. V obou případech byly stimulovány zóny čelistní horní končetiny (epicondylus medialis humeri), čelistního pletence ramenního (margo medialis scapulae) a zóny trupové. Důvodem výběru těchto zón byl požadavek na stimulaci lokalizovanou především na oblast pletence ramenního. Celková délka stimulace byla tedy 30 minut.

Po skončení stimulace dle Vojty, tedy po půlhodinovém vybavování vzoru reflexního plazení, bylo přikročeno k další fázi výzkumu. Tou bylo zopakování měření aktivity vybraných svalů při záběru vpřed na kajaku. Bylo tedy pořízeno opět šest záznamů elektrické aktivity vybraných sedmi svalů. Měřené jízdy měly opět trvání 20s.

První fáze – příprava na experiment – trvala od 9.00 do 10.30.

Druhá fáze – měření jízdy vpřed - proběhla v čase od 10.30 do 11.00.

Třetí fáze – reflexní plazení dle Vojty – se uskutečnila v době od 11.45 do 12.15.

Poslední, čtvrtá fáze experimentu – druhé měření jízdy vpřed – začala ve 12.30 a skončila ve 13.00.

Celý experiment tak proběhl podle předem stanoveného plánu bez komplikací.

6.9 Design výzkumu

Svalové skupiny, respektive jednotlivé svaly či části svalů, které byly měřeny, musely být pečlivě vybrány. Základními kritérii tohoto výběru jsou: zásadní význam v pohybovém stereotypu pádlování v kajaku, podíl na fixaci lopatky a fyziologickém postavení v kloubu ramenním během pohybu, zapojení při jízdě v kajaku v rámci svalových smyček, měřitelnost EMG potenciálů pomocí povrchových elektrod. Lokomoce v kajaku je pohyb, zajišťovaný

činností horních končetin, proto se jedná výhradně o svaly horní poloviny těla. Dolní končetiny jsou pevně fixovány uvnitř lodě a plní funkci spíše rovnovážnou. Pro samotnou jízdu v kajaku je velmi důležitá fixace lopatky tak, aby bylo možné nastavení ramenního kloubu do takzvaného centrovaného postavení (kdy se po celou dobu pohybu kloubní plochy dotýkají největší možnou plochou). Teprve po dosažení správné výchozí polohy je možné vykonat vlastní fázický pohyb vedoucí k přesunu celého těla směrem k punctum fixum, které leží v případě pádlování na listu záběrovém pádla (tedy distálně). Hlavním efektem lokomoce jsou, jako u Vojtova reflexního plazení, extenzory v kloubu ramenním.

Zcela v kontextu se všemi výše uvedenými skutečnostmi byly pro vlastní výzkum vybrány tyto svaly: *m. serratus anterior*, *pars descendens* a *pars ascendens m. trapezii*, *m. latissimus dorsi*, *m. pectoralis major*, *m. infraspinatus* a *pars acromialis m. deltoidei*.

Činnost dlouhých hlav dvojhlavého a trojhlavého svalu pažního v obou fázích záběru byla již zmapována v pilotní studii a v předchozích kineziologických analýzách jízdy na kajaku – publikaci Kračmara (2002) a diplomové práci Strnadové (2004). Bylo by samozřejmě velmi zajímavé a vhodné sledovat více svalů, bohužel to však nedovoluje konstrukce použitého přístroje.

Musculus serratus anterior (obr.18) je velký plochý sval uložený na boční straně hrudníku. Začíná pilovitě od devíti kraniálních žebér, přičemž dolní okraj svalu se zasouvá mezi podobně upravené snopce *m. obliquus abdominis externus*. Přikládá se na boční a zadní stranu hrudníku a upíná se po celé délce mediálního okraje lopatky. Sval přitahuje lopatku k hrudníku a rotuje její dolní úhel zevně, čímž obrací kloubní jamku nahoru. Napomáhá tak předpažení a vzpažení nad horizontálu. Je-li lopatka fixována, zdvihá tento sval žebra. Je tedy také auxiliárním inspiračním svalem. *M. serratus anterior* je inervován z *n. thoracicus longus* (Druga, Dylevský, Mrázková, 2000). Činnost tohoto svalu je bezpodmínečně nutná k fixaci lopatky v pozici umožňující centrované postavení hlavice humeru v kloubu ramenním. *M. serratus anterior* je součástí svalových smyček v oblasti pletence ramenního a jeho činnost je pro jakýkoliv pohyb horní končetiny, tedy i pro pádlování, klíčová. Je také bez problémů přístupný pro povrchovou EMG, a to na laterální ploše hrudníku. Přední pilovitý sval je z vývojového hlediska mladší a má tendenci ochabovat.

Musculus trapezius je rozsáhlý plochý sval tvaru kosočtverce se základnou probíhající podél krční a hrudní páteře a s vrcholy v ramenní krajině. Odstupuje od *protuberantia occipitalis externa*, od přilehlé části *linea nuchae* a dále od trnových výběžků všech hrudních obratlů. Delší počáteční šlachy v oblasti cervikothorakálního přechodu podmiňují s druhostrannými snopci vznik poměrně rozsáhlého aponeurotického políčka – *speculum*

rhomboideum. Od dlouhého začátku se svalové snopce sbíhají směrem k ramenu. Vzniká tak několik svalových komponent. Pars descendens (obr. 19) sestupuje k zevnímu konci klíční kosti. Její funkcí je elevace lopatky. Pars transversa probíhá horizontálně ke spina scapulae a addukuje lopatku. Pars ascendens (obr. 20) vystupuje k mediální části spina scapulae a provádí mediokaudální posun – depresi lopatky. Při fixované horní končetině extenduje horní (descendentní) část m. trapezius hlavu a krční páteř. Při oboustranné kontrakci v celém průběhu svalu dojde k vypnutí hrudníku. Sval je aktivován také na konci forsírovaného výdechu. Inervaci zajišťuje n. accessorius a větve z plexus brachialis (Druga, Dylevský, Mrázková, 2000). M. trapezius má zásadní vliv na postavení lopatky a tím spoluurčuje i pozici hlavice humeru v ramenním kloubu. Význam všech tří částí tohoto svalu pro reflexní lokomoci i pro pohyb v kajaku je nesporný. Horní, střední i dolní část je přístupná pro povrchovou EMG. Zatímco pars superior patří do fylogeneticky starší skupiny svalů s tendencí ke zkrácení a hyperaktivaci, pars media et inferior spadají mezi svaly mladší a nacházíme tedy často jejich oslabení.

Musculus latissimus dorsi (obr. 21) je mimořádně rozsáhlý plochý trojúhelníkovitý sval, který pokrývá převážnou část zádové krajiny. Začíná plochou apoeurózou na trnech šesti kaudálních hrudních obratlů, na všech trnech bederních obratlů a na crista sacralis mediana (páteřní část). Další část svalu odstupuje od crista iliaca (kyčelní část) a poslední pak od tří nebo čtyř kaudálních žeber (žeberní část). Všechny snopce směřují k podpažní jamce, kde se krátkou plochou šlachou upínají společně s m. teres major na crista tuberculi minoris humeri. Sval provádí addukci, extenzi a vnitřní rotaci paže. Při fixaci horních končetin zvedá trup; kostální začátky svalu se uplatňují při vdechu. M. latissimus dorsi je inervován z n. thoracodorsalis (Druga, Dylevský, Mrázková, 2000). Široký sval zádový je hlavním efektozem pohybu vpřed v kajaku, proto je jeho výběr zcela nevyhnutelný. Je součástí hlavního záběrového svalového řetězce a také je přístupný povrchové EMG. Fylogeneticky se jedná o sval relativně starší a má sklon ke zkrácení (i když vzhledem k jeho rozsahu toto neplatí o všech jeho částech).

Musculus pectoralis major (obr. 22) je mohutný sval, pokrývající přední stranu hrudníku. Dělí se dle začátku na tři části. Pars clavicularis začíná jako plochý sval od mediální třetiny klíční kosti. Pars sternocostalis odstupuje od sternu a chrupavek 2.-5. žebra a pars abdominalis od pochvy přímých břišních svalů. Snopce svalu se vějířovitě překrývají a sbíhají se k rameni, kde přecházejí v silnou šlachy, upínající se na crista tuberculi majoris humeri. Při fixovaném hrudníku sval provádí addukci, flexi a vnitřní rotaci paže. Při fixované horní končetině je pomocným nádechovým svalem. Pars clavicularis vyvolává ventrální flexi,

addukci a vnitřní rotaci, pars sternocostalis a abdominalis provádí addukci a vnitřní rotaci v kloubu ramenním. Inervace je zajištěna nn. pectorales (Druga, Dylevský, Mrázková, 2000). Velký prsní sval je součástí přední poloviny hlavního záběrového svalového řetězce. Je antagonistou hlavního efektoru pohybu v kajaku – m. latissimus dorsi, respektive jeho partnerem, protože tato dvojice velmi silných svalů zde pracuje v kokontrakčním režimu. Sval je bez problémů přístupný povrchové EMG. Musculus pectoralis major je sval vývojově starší, má tedy tendenci ke zkrácení.

Musculus infraspinatus (obr. 23) je poměrně velký plochý sval, odstupující z fossa infraspinata. Odtud, z podhřebenové jámy lopatky, se jeho svalové snopce sbíhají laterálně do míst jeho úponu, tedy dorsální strany pouzdra ramenního kloubu a na střední fazetu tuberculum majus humeri. Sval je inervován z n. suprascapularis a provádí zevní rotaci a pomocnou addukci v kloubu ramenním. Spolu s m. supraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis tvoří rotátorovou manžetu, která chrání kloub ramenní proti subluxaci (Druga, Dylevský, Mrázková, 2000). M. infraspinatus byl vybrán jako jediný zástupce důležité skupiny zevních rotátorů kloubu ramenního přístupný povrchové EMG (a to v jeho horní distální části, v oblasti masitého břicha). Patří mezi svaly vývojově mladé, s tendencí k oslabení.

Musculus deltoideus (obr. 24) je plochý trojúhelníkový sval, kryjící ramenní kloub z ventrální, proximální, laterální i dorsální strany. Má funkčně tři odlišné části. Pars clavicularis začíná od zevní třetiny klíční kosti, pars acromialis odstupuje od acromion scapulae a pars spinalis odbíhá od spina scapulae. Hrubé svalové snopce sestupují ke svému úponu na tuberositas deltoidea humeri. Akromiální část svalu provádí abdukci paže (do cca 90°) a udržování segmentů v této poloze, klavikulární část provádí ventrální flexi, abdukci a vnitřní rotaci a spinální část svalu pak zevní rotaci humeru v kloubu ramenním. Musculus deltoideus je inervován z nervus axillaris (Druga, Dylevský, Mrázková, 2000). Sval je dobře přístupný povrchové EMG a jeho činnost je nezbytná při jakémkoliv pohybu v ramenním kloubu. Patří mezi svaly vývojově mladší – s tendencí k oslabení. Jeho správná funkce zajišťuje vtlačování (stabilizaci) hlavice humeru do mělké jamky ramenního kloubu a tím působí (spolu s manžetou rotátorů) preventivně proti relativně častým úrazům při pádlování na divoké vodě – luxaci a subluxaci ramene.

6.10 Souhrn

Předmětem experimentu bylo srovnání jízdy vpřed na kajaku před a po stimulaci pomocí reflexního plazení dle Vojty. Pozorovanou závisle proměnnou veličinou je v tomto výzkumu úroveň elektrické aktivity sledovaných svalů během jízdy na kajaku. Nezávisle proměnnou představuje vliv reflexního plazení dle Vojty na kineziologický obsah pohybového stereotypu záběru vpřed na kajaku.

Experiment proběhl na jednom probandovi v jeden den, samozřejmě bez přelepování elektrod. Tím bylo umožněno objektivní srovnání obou záznamů. Dalšími konstantami výzkumu byla rychlost jízdy a rytmus záběrů (čas jednoho záběrového cyklu).

K výzkumu byly použity záznamy čtrnácti jízd jediného kajakáře. Ten byl vybrán pro ustálenost jeho techniky záběru, získanou dlouhodobým intenzivním tréninkem.

Pro potřeby tohoto výzkumu byla již před dvěma lety provedena pilotní studie, spočívající v kineziologické analýze jízdy vpřed na kajaku pomocí měření povrchové EMG aktivity vybraných svalů se současným synchronizovaným videozáznamem jízdy probanda. Výsledkem byl důkaz, že při pádlování v kajaku se dlouhé hlavy dvouhlavého a tříhlavého pažního svalu aktivují v kokontrakčním režimu. Totéž bylo potvrzeno i u dvojice m. pectoralis major - m. latissimus dorsi a m. serratus anterior – m. trapezius (pars medialis). Tím je verifikován lokomoční charakter svalové činnosti těchto svalů během pádlování v kajaku.

Pro vlastní získání dat byla využita povrchová EMG – konkrétně přístroj KAZE5. současně by pořízen synchronizovaný videozáznam.

Byly měřeny svaly: m. serratus anterior, m. trapezius (horní a dolní část), m. infraspinatus, m. pectoralis major, střední část m. deltoideus a m. latissimus dorsi.

Po první fázi měření jízdy vpřed byl proband stimulován 30 minut pomocí reflexního plazení dle Vojty (přes epicondylus medialis a margo medialis scapulae strany čelistní a zóna trupová na straně záhlavní).

Poté byl opět pořízen záznam elektrické aktivity vybraných svalů se současným videozáznamem.

Získaná data byla počítačově zpracována a finálně prezentována formou grafů a přehledného kinematogramu.

Výzkum proběhl dne 15. 3. 2007 na slalomovém kanále v Praze – Tróji. Celý experiment tak proběhl podle předem stanoveného plánu bez komplikací.

7. Výsledky:

7.1 Zadání studie

V první fázi experimentu byla měřena elektrická aktivita sedmi vybraných svalů při jízdě vpřed na kajaku. Ve fázi druhé byla procedura opakována. Mezi jednotlivými fázemi byl proband podroben půlhodinové stimulaci reflexním plazením dle Vojty.

Zároveň byl pořízen také synchronizovaný videozáznam, ze kterého byly vytvořeny kinematogramy záběru vpřed na kajaku (obr. 25 a 26). Ty byly použity k přesné časové lokalizaci čtyř klíčových pozic sledovaného pohybu.

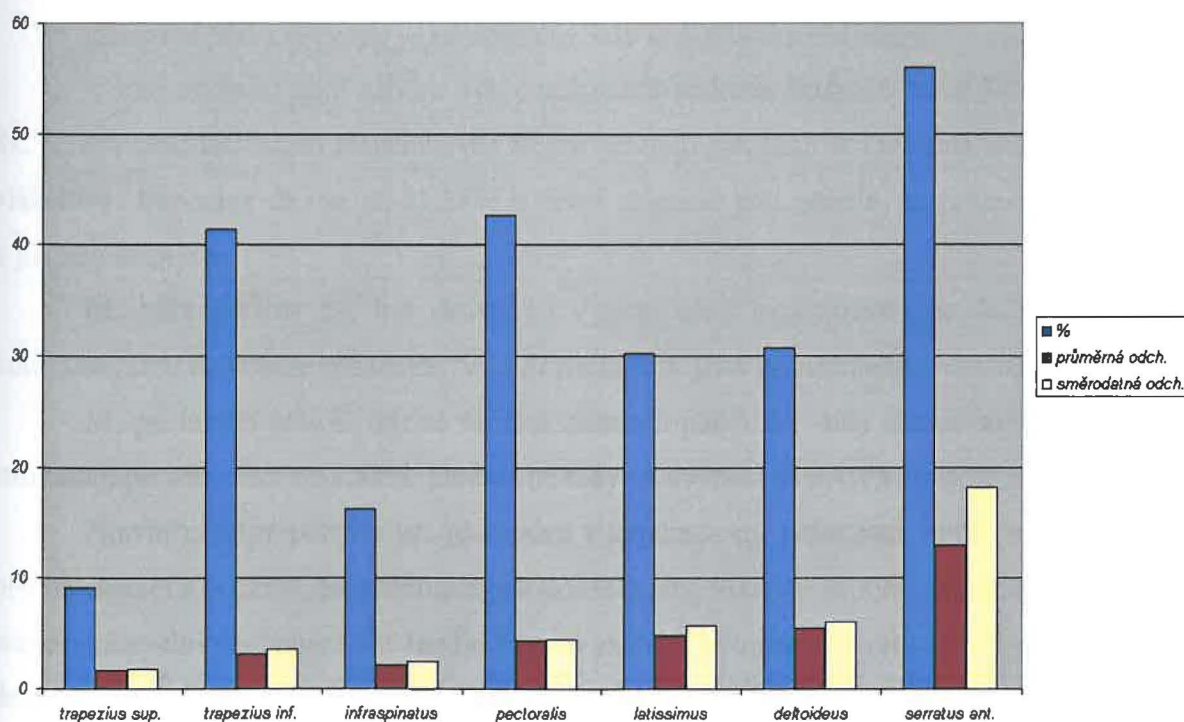
Pro vlastní analýzu byly pomocí expertní analýzy vyjmuty ze záznamů jízd úseky odpovídající jednomu záběrovému cyklu, vykazující nejvyšší pravidelnost (obr.27 a 28).

7.2 Bod č.1 – zasazení pádla do vody

tabulka č.1 – bod 1 před reflexním plazením

| | <i>trapezius sup.</i> | <i>trapezius inf.</i> | <i>infraspinatus</i> | <i>pectoralis</i> | <i>latissimus</i> | <i>deltoides</i> | <i>serratus ant.</i> |
|------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| % | 9,142624286 | 41,37888771 | 16,29530143 | 42,58193857 | 30,21379886 | 30,635445 | 55,90777371 |
| průměrná odch. | 1,681813469 | 3,174040408 | 2,099284898 | 4,350349796 | 4,87924702 | 5,510622857 | 12,99648196 |
| směrodatná odch. | 1,812999157 | 3,625539745 | 2,437038507 | 4,537147471 | 5,721328102 | 6,129868194 | 18,16841796 |

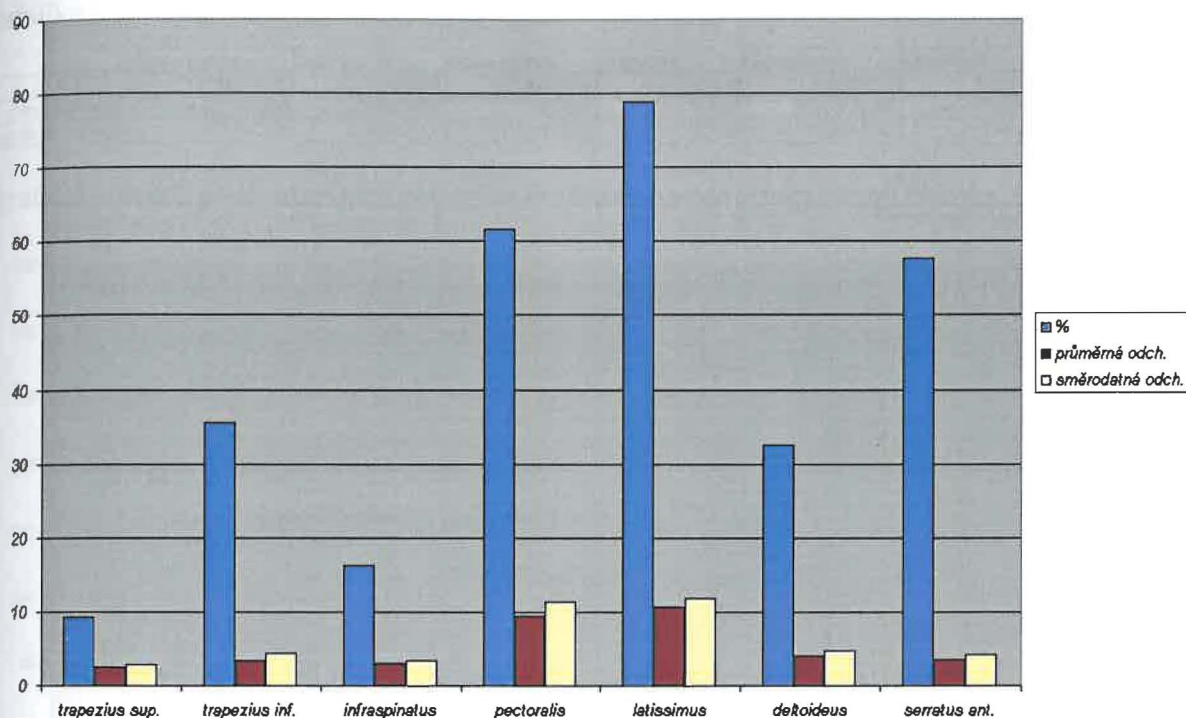
graf č.1 – bod 1 před reflexním plazením (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



tabulka č.2 – bod 1 po reflexním plazení

| | trapezius sup. | trapezius inf. | infraspinatus | pectoralis | latissimus | deltoideus | serratus ant. |
|------------------|----------------|----------------|---------------|-------------|-------------|-------------|---------------|
| % | 9,226118571 | 35,45022429 | 16,20168143 | 61,54297429 | 78,88582714 | 32,50343471 | 57,7225405 |
| průměrná odch. | 2,528684082 | 3,363940816 | 2,97723551 | 9,513753469 | 10,58588841 | 4,032726041 | 3,508253857 |
| směrodatná odch. | 2,8923269 | 4,322551105 | 3,358502584 | 11,40323965 | 11,82334086 | 4,741438155 | 4,158630253 |

graf č.2 – bod 1 po reflexním plazení (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Zasazení pádla do vody je momentem, kdy se list dotkne hladiny.

V této iniciální části záběru byl je průměrná hodnota aktivace horní části m. trapezius dx. 9,14% před reflexním plazením dle Vojty, po něm pak 9,23%. Hodnota aktivity spodních vláken m. trapezius dx. se ze 41,38% v první skupině jízd snížila na průměrných 35,45% v jízdách druhých.

M. infraspinatus dx. byl aktivován v první části experimentu ze 16,3% maximální kontrakce před reflexním plazením. V části druhé činí jeho průměrná aktivita 16,2%.

M. pectoralis major dx. se ve fázi zasazení pádla do vody aktivoval z 42,58% před stimulací, po stimulaci z 61,54%. Došlo zde tedy ke zvýšení aktivity tohoto svalu.

Hlavní efektor pohybu při pádlování v kajaku – m. latissimus dorsi – byl aktivován před stimulací z 30,21%, po stimulaci pak dosáhla jeho aktivita 78,89% maximální kontrakce, stanovené svalovým testem dle Jandy. Stupeň aktivity je u tohoto svalu tedy výrazně vyšší ve druhé části experimentu.

Před stimulací reflexním plazením dle Vojty byl m. deltoideus dx. aktivován z 30,64% v první fázi výzkumu a z 32,5% ve fázi druhé.

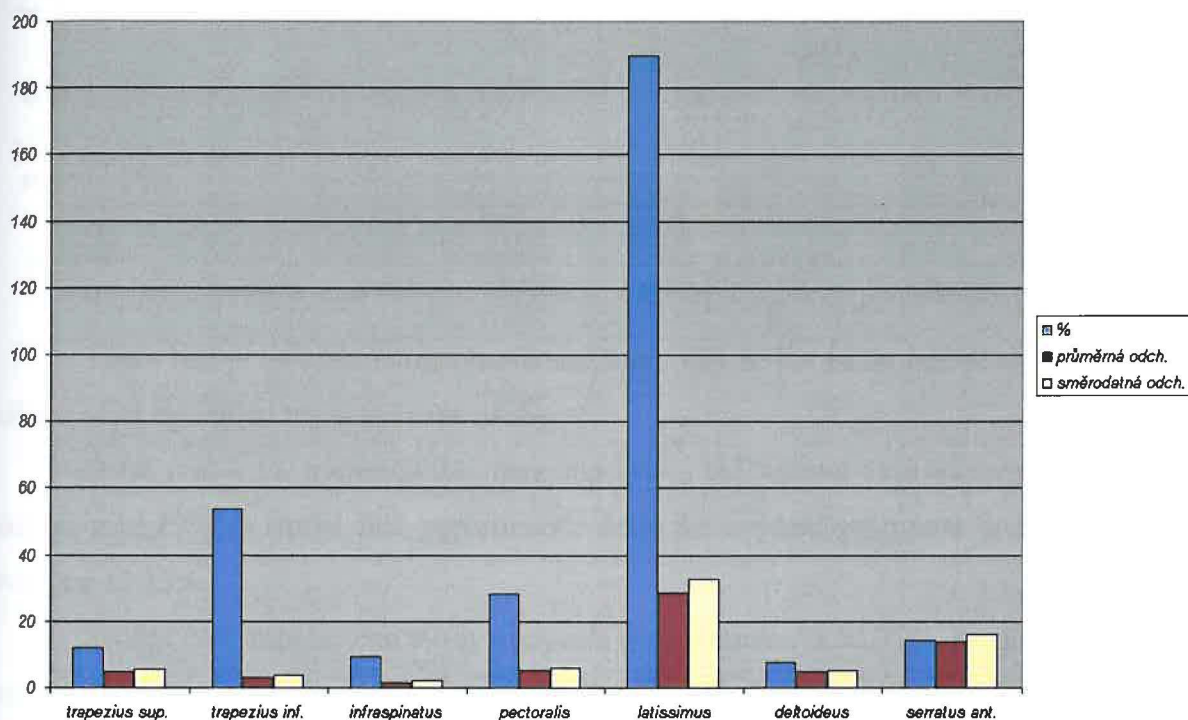
Poslední měřený sval, m. serratus anterior dx., byl v první části výzkumu aktivní z 55,91% a ve druhé z 57,72%.

7.3 Bod č.2 – tažení pádla vodou

tabulka č.3 – bod 2 před reflexním plazením

| | trapezius sup. | trapezius inf. | infraspinatus | pectoralis | latissimus | deltoides | serratus ant. |
|------------------|----------------|----------------|---------------|-------------|-------------|-------------|---------------|
| % | 12,19016571 | 53,71154286 | 9,420938571 | 28,10974286 | 189,65727 | 7,451865 | 14,42781257 |
| průměrná odch. | 4,997729388 | 3,056620408 | 1,673861633 | 5,40724898 | 28,57174457 | 4,717427143 | 13,7980271 |
| směrodatná odch. | 5,702421329 | 3,68298112 | 2,080573807 | 5,921753692 | 32,5748145 | 5,110544887 | 16,06718182 |

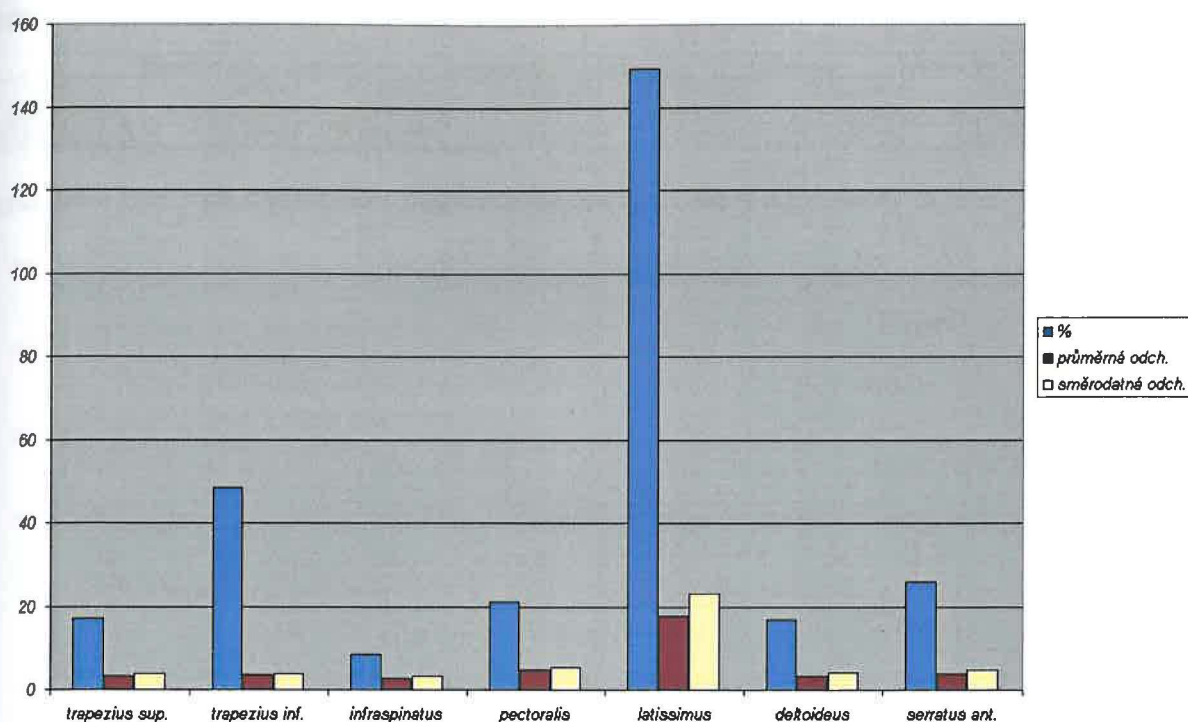
graf č.3 – bod 2 před reflexním plazením (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



tabulka č.4 – bod 2 po reflexním plazení

| | trapezius sup. | trapezius inf. | infraspinatus | pectoralis | latissimus | deltoides | serratus ant. |
|------------------|----------------|----------------|---------------|-------------|-------------|-------------|---------------|
| % | 17,13246571 | 48,34117 | 8,363344286 | 20,980558 | 149,2852137 | 16,70459714 | 25,83073143 |
| průměrná odch. | 3,349795102 | 3,55254 | 2,683744898 | 4,716912571 | 17,62975069 | 3,194413878 | 3,843701633 |
| směrodatná odch. | 3,84814066 | 4,035783397 | 3,338205544 | 5,485999586 | 23,04137521 | 4,286473299 | 4,750983601 |

graf č.4 – bod 2 po reflexním plazení (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Tento bod je na kinematogramu okamžikem, kdy se list pádla taženého vodou během záběru ocitá na úrovni trupu pokusné osoby.

První sval – m. trapezius dx., pars superior – byl v první části experimentu v tomto aktivní z 12,19%. V druhé fázi experimentu došlo ke zvýšení průměrné hodnoty aktivace svalu na 17,13%.

Spodní část trapézového svalu pracovala před stimulací z 53,71%, po ní pak z 48,34% maximální kontrakce.

M. infraspinatus dx. byl v první fázi výzkumu aktivní z 9,42%. Ve druhé fázi činí průměrná hodnota tohoto svalu 8,36%.

U pravého svalu prsního byla před stimulací naměřena průměrná hodnota odpovídající 28,11% maximální kontrakce. Po stimulaci tato hodnota činila 20,98%.

M. latissimus dorsi dx. je ve fázi tažení pádla podél lodi aktivní z 189,66% před reflexním plazením dle Vojty a z 149,29% po něm.

M. deltoideus dx. byl v první fázi výzkumu aktivován z 7,45%, ve fázi druhé z 16,7%.

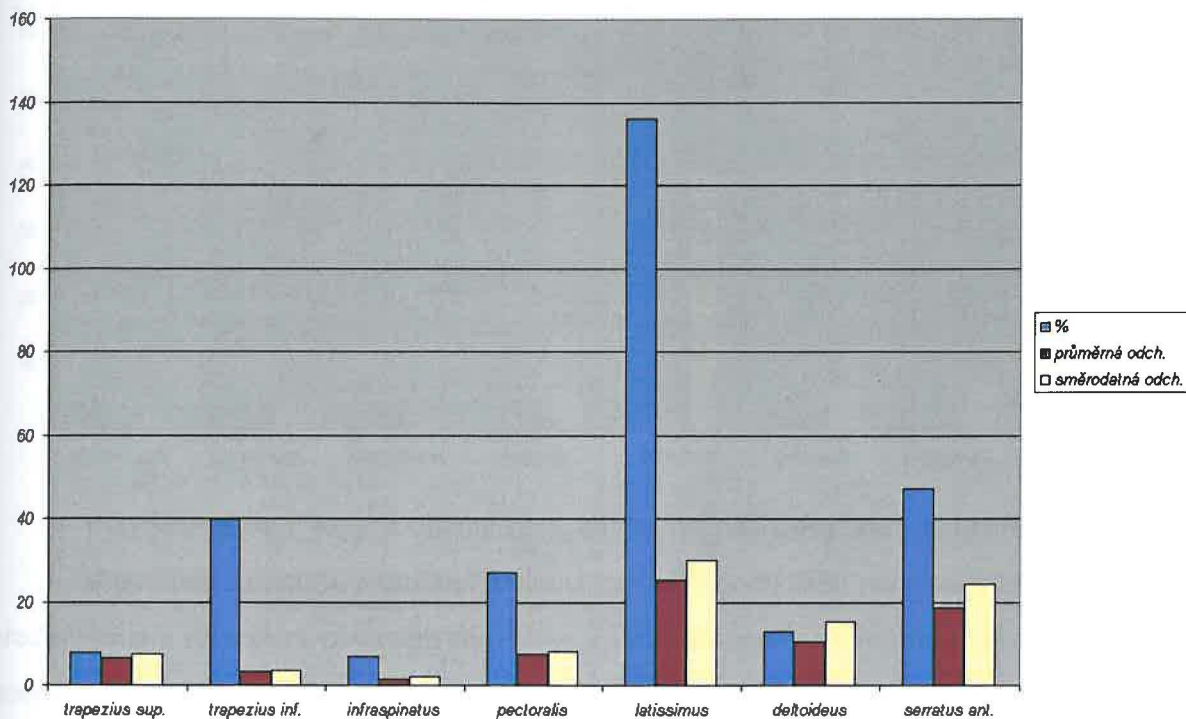
M. serratus anterior dx. byl v úvodní části experimentu aktivní z 14,43% a v části závěrečné z 25,83% maximální kontrakce.

7.4 Bod č.3 – vytažení pádla z vody

tabulka č.5 – bod 3 před reflexním plazením

| | <i>trapezius sup.</i> | <i>trapezius inf.</i> | <i>infraspinatus</i> | <i>pectoralis</i> | <i>latissimus</i> | <i>deltoides</i> | <i>serratus ant.</i> |
|------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| % | 7,931957143 | 39,69361429 | 6,943941429 | 27,16347429 | 135,9620949 | 13,05294 | 47,09077714 |
| průměrná odch. | 6,488698776 | 3,224812245 | 1,570487755 | 7,586052245 | 25,14688849 | 10,58985857 | 18,77905763 |
| směrodatná odch. | 7,547116794 | 3,703618531 | 2,126965831 | 8,01699747 | 30,18522788 | 15,31956141 | 24,41507689 |

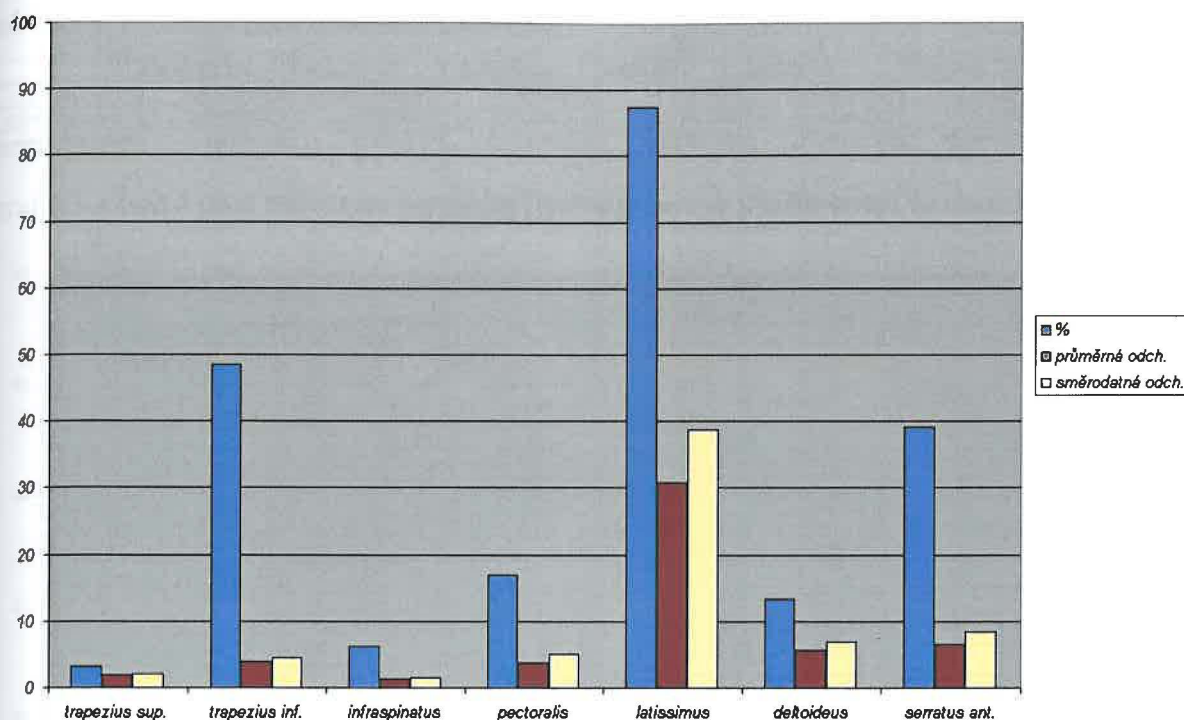
graf č.5 – bod 3 před reflexním plazením (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



tabulka č.6 – bod 3 po reflexním plazení

| | <i>trapezius sup.</i> | <i>trapezius inf.</i> | <i>infraspinatus</i> | <i>pectoralis</i> | <i>latissimus</i> | <i>deltoides</i> | <i>serratus ant.</i> |
|------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| % | 3,256277143 | 48,42780986 | 6,122914286 | 16,92150857 | 87,32985371 | 13,31541064 | 39,00529029 |
| průměrná odch. | 1,80109102 | 4,030768735 | 1,264342041 | 3,689652245 | 30,85494384 | 5,603245163 | 6,644151184 |
| směrodatná odch. | 2,149876527 | 4,546508237 | 1,528196347 | 5,036796582 | 38,70890442 | 7,030115441 | 8,520917594 |

graf č.6 – bod 3 po reflexním plazení (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Vytažení pádla z vody je okamžikem, kdy se list pádla dostane nad hladinu.

V této fázi záběru je průměrná hodnota zapojení horní části pravého trapézového svalu před stimulací reflexním plazením dle Vojty 7,93% maximální kontrakce. Po stimulaci tato hodnota činí 3,26%.

M. trapezius dx., pars inferior je v první fázi výzkumu aktivní z 39,69%. V druhé fázi z 48,43%.

M. infraspinatus dx. je zde před reflexním plazením zapojen z 6,94% a po něm z 6,12%.

M. pectoralis major dx. je v úvodní části experimentu aktivní z 27,16%. Ve druhé části je sval aktivní z 16,92%.

M. latissimus dorsi dx. je zapojen před reflexním plazením ze 135,96% a ve druhé z 87,33%.

M. deltoideus dx. je v první fázi výzkumu aktivován z 13,05% a ve fázi druhé z 13,32%.

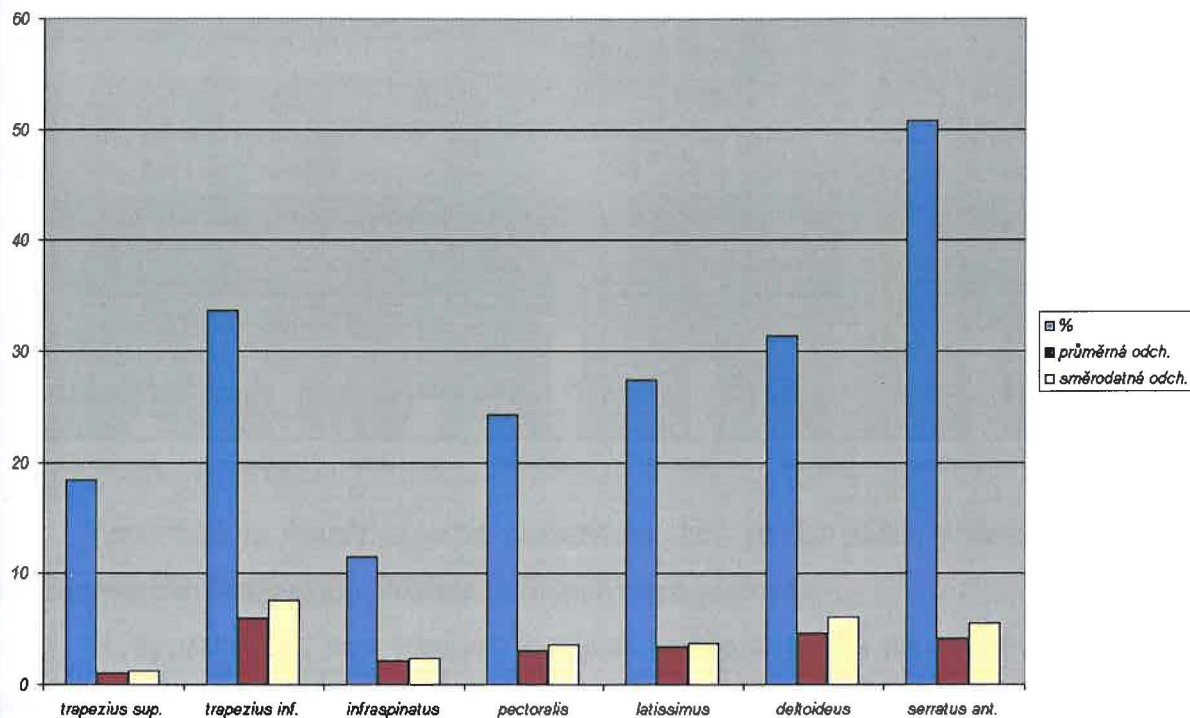
M. serratus anterior dx. je před stimulací aktivní z 49,09% a po ní z 39,01%.

7.5 Bod č. 4 – přenos pádla nad vodou

tabulka č.7 – bod 4 před reflexním plazením

| | <i>trapezius sup.</i> | <i>trapezius inf.</i> | <i>infraspinatus</i> | <i>pectoralis</i> | <i>latissimus</i> | <i>deltoides</i> | <i>serratus ant.</i> |
|------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| % | 18,35000429 | 33,58161143 | 11,50829571 | 24,21148611 | 27,42230657 | 31,36602 | 50,747672 |
| průměrná odch. | 1,071396327 | 5,94938449 | 2,103260816 | 3,091615298 | 3,424856082 | 4,67568 | 4,150770286 |
| směrodatná odch. | 1,267839258 | 7,528006056 | 2,368044096 | 3,597851669 | 3,708280682 | 6,066070393 | 5,486290934 |

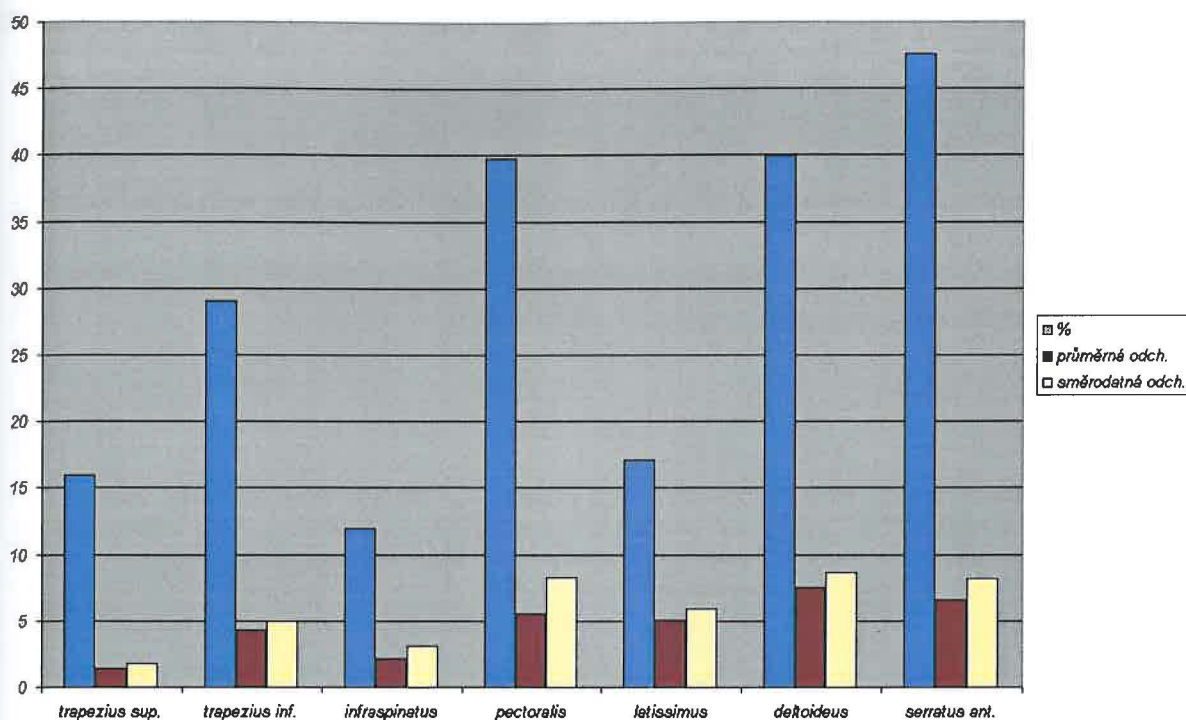
graf č.7 – bod 4 před reflexním plazením (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



tabulka č.8 – bod 4 po reflexním plazení

| | <i>trapezius sup.</i> | <i>trapezius inf.</i> | <i>infraspinatus</i> | <i>pectoralis</i> | <i>latissimus</i> | <i>deltoides</i> | <i>serratus ant.</i> |
|------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| % | 16,02183571 | 29,04494843 | 11,93875986 | 39,71189143 | 17,11632543 | 39,97709571 | 47,59123657 |
| průměrná odch. | 1,433777959 | 4,330392327 | 2,179011469 | 5,591364898 | 5,033515347 | 7,478332041 | 6,622603102 |
| směrodatná odch. | 1,802143492 | 5,006079839 | 3,131969181 | 8,224029882 | 5,894887005 | 8,643537223 | 8,138203752 |

graf č.8 – bod 4 po reflexním plazení (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Tento bod je charakterizován okamžikem, kdy se list pádla, neseného vzduchem k dalšímu záběrovému cyklu, dostane na úroveň trupu probanda.

M. trapezius dx., pars superior, je zde aktivován z 18,35% před stimulací reflexním plazením dle Vojty a z 16,02% po této proceduře.

Dolní část pravého trapézového svalu je zapojena do pohybu v první fázi výzkumu z 33,58%, ve druhé pak z 29,04%.

M. infraspinatus dx. je aktivní v úvodní části experimentu z 11,51% a v části závěrečné z 11,94%.

M. pectoralis major dx. je aktivní před reflexním plazením z 24,21%. Po něm průměrná hodnota jeho aktivity činí 39,71%.

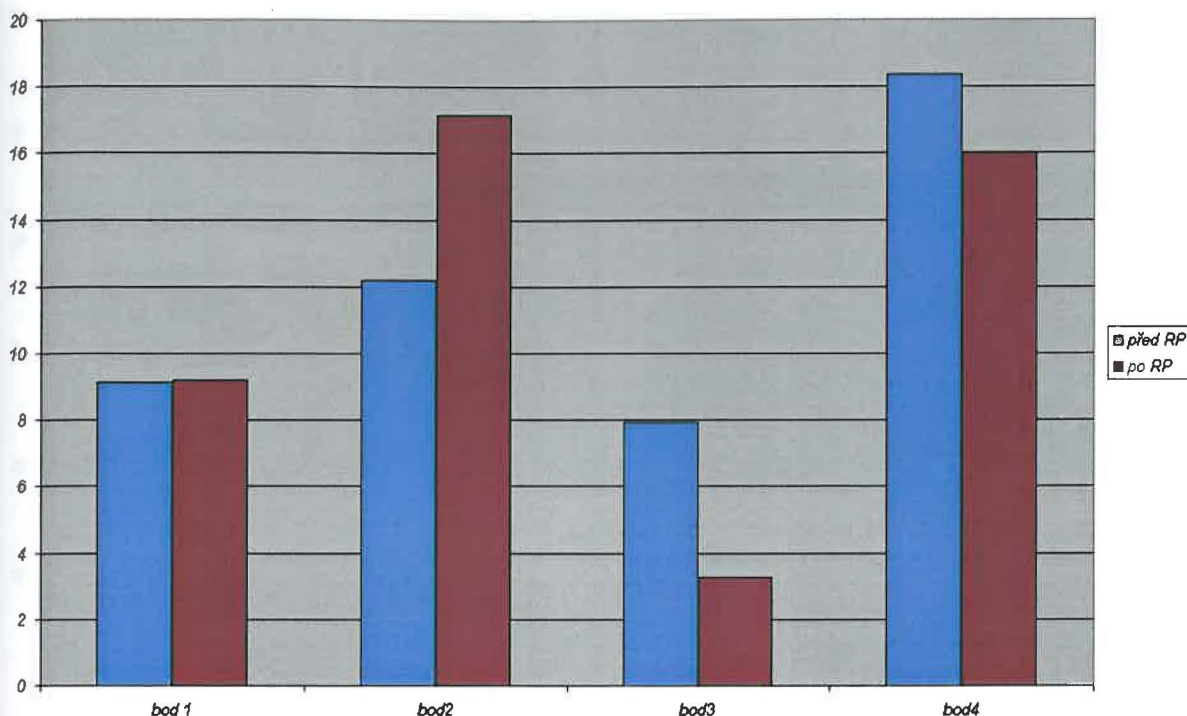
M. latissimus dorsi dx. je zapojen do pohybu v první fázi výzkumu z 27,42%. Ve druhé fázi se jeho aktivita snižuje na 17,12%.

M. deltoideus dx. je v první části experimentu aktivní z 31,37%. Ve druhé fázi experimentu je hodnota jeho aktivity 39,98%.

M. serratus anterior dx. je aktivován před reflexním plazením dle Vojty z 50,75% a po něm z 47,59% maximální kontrakce.

7.6 M. trapezius, pars superior

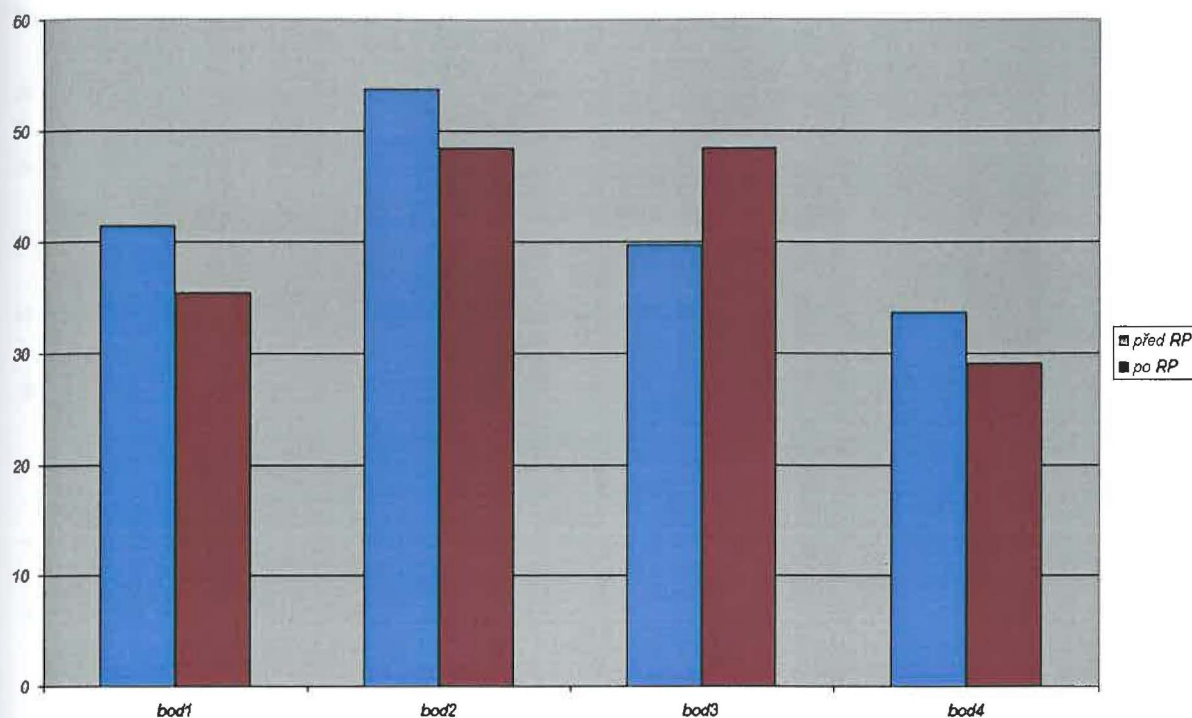
graf č.9 – m. trapezius dx., pars superior (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Aktivita horní části trapézového svalu činila ve fázi zasazení pádla do vody zhruba 9% maximální kontrakce, a to jak v první, tak ve druhé fázi experimentu. Jeho zapojení se mírně zvyšuje během tažení pádla vodou, a to na 12% před a 17% po reflexním plazení. V okamžiku vytažení pádla z vody je v celém cyklu aktivní nejméně – před stimulací z 8% a po ní z pouhých 3%. Během přenosu pádla nad vodou zaznamenáváme opět zvýšení míry elektrické aktivity – v úvodní fázi výzkumu 18% a v závěrečné 16%.

7.7 M. trapezius, pars inferior

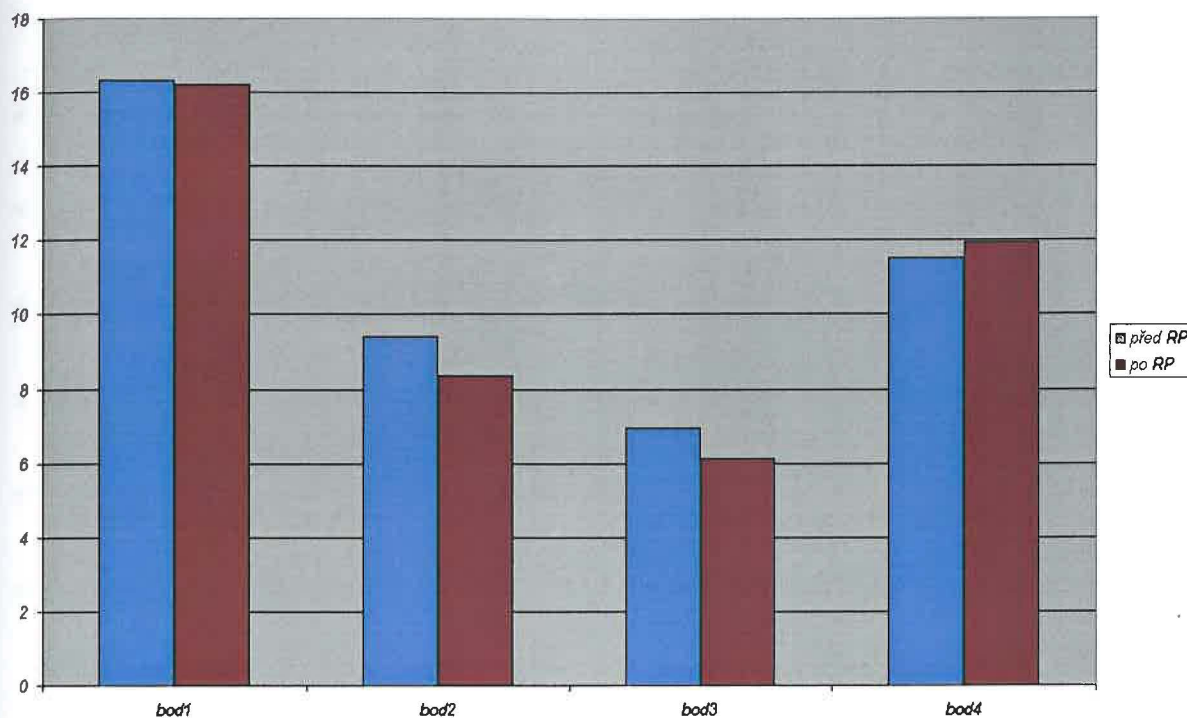
graf č.10 – m. trapezius dx., pars inferior (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



V okamžiku zasazení pádla do vody je tento sval aktivován z 41% před reflexním plazením a z 36% po něm. Vprostřed fáze tažení pádla vodou je před stimulací aktivní z 54% a po ní ze 48%. V momentu vytažení pádla z vody činí míra jeho zapojení v první části výzkumu 40% a 48% pak ve druhé. V poslední části záběrového cyklu – při přenosu pádla nad vodou - byla v první fázi experimentu naměřena průměrná hodnota 34% a ve druhé 29%.

7.8 *M. infraspinatus*

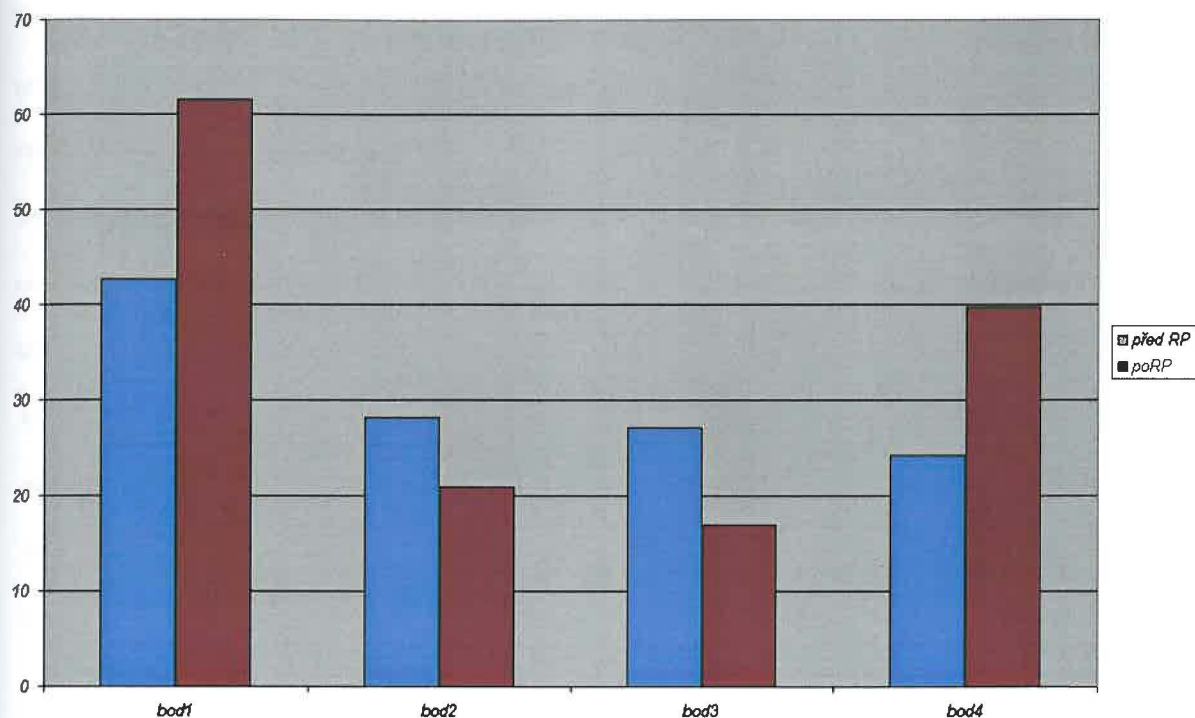
graf č. 11 – *m. infraspinatus* dx. (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Podhřebenový sval je zapojen nejvíce ve fázi zasazení pádla do vody – 16% v obou fázích experimentu. Ve druhé části záběru – tažení – je před procedurou aktivován z 9% a z 8% po něm. V okamžiku vytažení pádla z vody byly naměřeny hodnoty odpovídající 7% před a 6% po reflexním plazení dle Vojty. Ve fázi přenosu byl sval aktivní z 12% jak v první, tak ve druhé části výzkumu.

7.9 M. pectoralis major

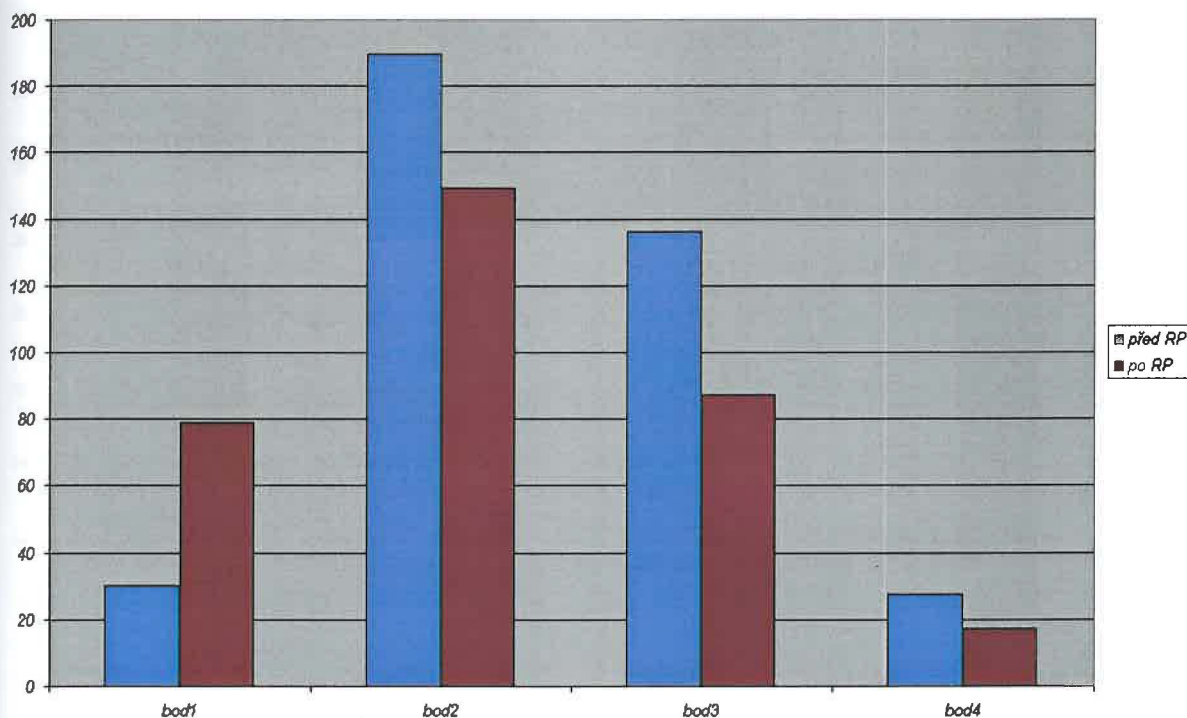
graf č.12 – m. pectoralis major dx. (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Velký prsní sval byl v okamžiku zasazení pádla do vody zapojen před reflexním plazením z 43% a z 62% po něm. Během tažení pádla vodou klesají tyto hodnoty na 28% před a 21% po proceduře. V momentu vytažení pádla z vody je v první fázi experimentu aktivní z 27% a ve druhé pouze ze 17%. Během přenosu pádla je před stimulací zapojen z 27% a po ní ze 40%.

7.10 M. latissimus dorsi

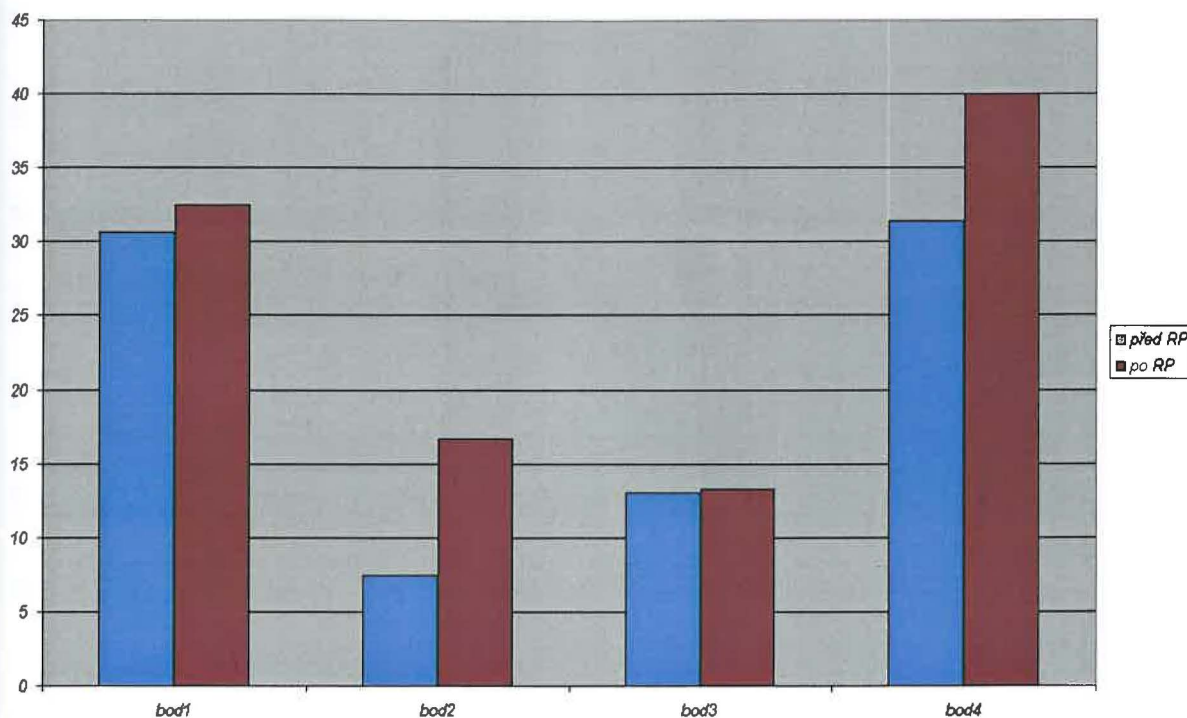
graf č.13 – m. latissimus dorsi dx. (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Široký sval zádový je ve fázi zasazení pádla do vody v první části výzkumu aktivní ze 30%, ve druhé ze 79%. Během tažení pádla vodou, kdy tento sval svou činností zajišťuje lokomoci vpřed, byly naměřeny průměrné hodnoty 190% maxima stanoveného svalovým testem dle Jandy před a 149% po reflexním plazení dle Vojty. V okamžiku vytažení listu pádla z vody dochází k redukci jeho činnosti na 136% před a 87% po stimulaci. Minima aktivace dosahuje m. latissimus dorsi během přenosu pádla – 27% před a 17% po proceduře.

7.11 M. deltoideus

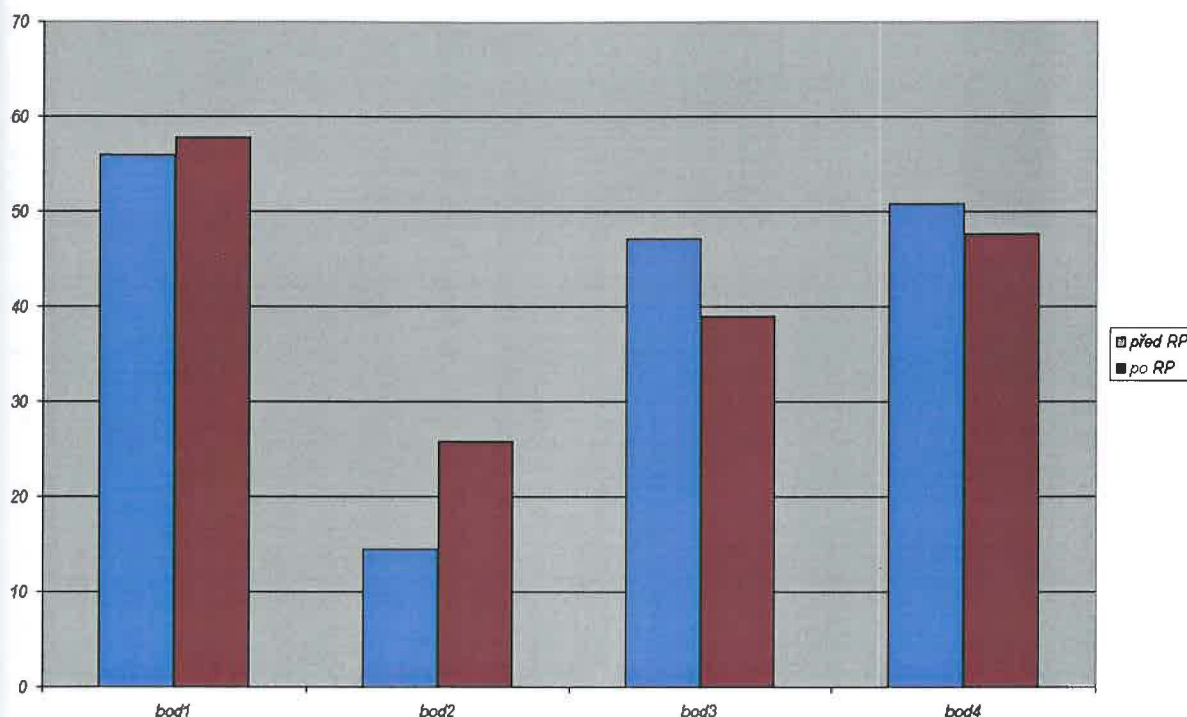
graf č.14 – m. deltoideus dx. (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Při zasazení pádla do vody je sval aktivován v první fázi výzkumu z 31%, z 33% ve druhé. Během tažení pádla vodou jeho zapojení činí 8% maxima před a 17% po reflexním plazení. V okamžiku vytažení pádla z vody se aktivuje v první i druhé části experimentu ze 16%. Nejvíce je sval zapojen ve fázi přenosu pádla nad vodou, a to z 31% před a 40% po stimulaci.

7.12 M. serratus anterior

graf č.15 – m. serratus anterior dx. (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



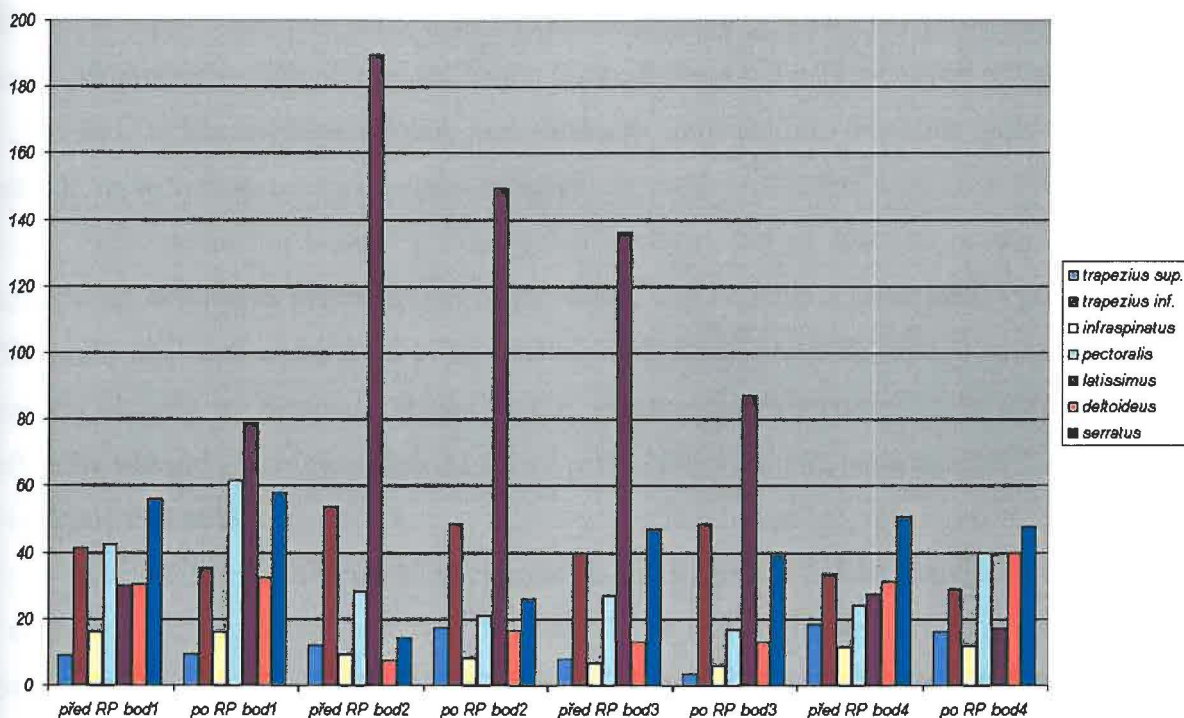
Přední pilovitý sval byl nejvíce aktivní v momentu zasazení pádla do vody – před reflexním plazením dle Vojty z 56%, z 58% po něm. Během tažení pádla vodou klesá tato hodnota na minimum – 14% před a 26% po proceduře. V okamžiku vytažení pádla z vody opět aktivita m. serratus anterior roste – 47% před a 39% po stimulaci. Ve fázi přenosu pádla nad hladinou pak dosahuje zapojení svalu 51% maxima v první části výzkumu a 48% ve druhé.

7.13 Lokomoční vzor

U pádlování v kajaku se pohyb odehrává, stejně jako u ostatních typů lokomoce, dle určitého lokomočního vzorce. Střídá se zde fáze záběru, kdy je pádlo taženo vodou, s fází přenosu pádla nad hladinou k dalšímu záběru. Tyto dva pohyby se periodicky opakují. Záběr začíná zasazením pádla do vody, pokračuje tažením podél trupu lodi a končí vytažením ven. Závodníci přikládají největší důležitost iniciální fázi záběru – zasazení pádla do vody.

7.14 Celkové svalové souhry

graf č.16 – celkové srovnání (hodnoty na ose y odpovídají % max. kontrakce)



Z grafů záznamů elektrické aktivity vybraných svalů lze odečíst jisté koaktivace. M. trapezius, pars superior spolu s m. deltoideus a m. serratus anterior jsou aktivní ve fázi přenosu. M. latissimus dorsi tvoří dvojici s m. pectoralis major tak, jak vyplývá i z pilotní studie. Podobnou situaci nacházíme i v případě horní a dolní části m. trapezius. Ve fázi záběru je zřetelný nárůst aktivity všech svalů s výjimkou m. deltoideus.

Během iniciační fáze záběru spatřujeme v obou fázích výzkumu vrchol aktivity m. infraspinatus, m. pectoralis major, a také m. serratus anterior. Ve fázi tažení dominuje m. latissimus dorsi, také však zaznamenáváme nárůst aktivity obou měřených částí m. trapezius. V okamžiku vytažení pádla z vody doznívá ještě činnost m. latissimus dorsi, poměrně aktivní je též m. trapezius, pars inferior. Ve fázi přenosu dominuje m. deltoideus a horní vlákna m. trapezius. Vyrůstá také aktivita m. serratus anterior a m. pectoralis major. M. latissimus dorsi naopak snižuje svou aktivitu na minimum. Na tomto schématu jsme ve druhé fázi experimentu nenalezli žádné změny oproti fázi první.

Jedinou výjimkou je změna aktivity m. pectoralis major ve fázi přenosu – po stimulaci dosahuje sval v této fázi téměř maxima svého zapojení, zatímco před ní je v tomto časovém úseku aktivován minimálně. V ostatních případech jsme shledali změny v poměrných hodnotách aktivity examinovaných svalů.

7.15 Závěrečné shrnutí

Výraznější rozdíly v průměrných hodnotách aktivace měřených svalů, získaných záznamem jejich elektrické aktivity během sedmi jízd před a sedmi jízd po stimulaci pokusné osoby pomocí reflexního plazení dle Vojty, byly odhaleny v 7 z 28 možných případů.

Bez významnějších rozdílů jsou hodnoty aktivace m. trapezius pars superior et inferior, m. infraspinatus a m. serratus anterior.

Se zohledněním hodnot směrodatných odchylek lze za rozdílné považovat hodnoty zapojení m. deltoideus během tažení pádla vodou, kdy hodnota v první části výzkumu činila 8% a ve druhé části vzrostla na 17%. Dalšími hodnotami, které lze označit za rozdílné, jsou hodnoty aktivity m. pectoralis major ve fázi vytažení pádla z vody – 27% před a 17% po reflexním plazení – a ve fázi přenosu, kdy v první části výzkumu jsme naměřili 24% maxima a ve druhé fázi 40%.

K největším rozdílům došlo v případě m. latissimus dorsi. Jeho aktivita vzrostla v momentu zasazení pádla do vody z 30% na 79%, ve fázi tažení klesla ze 190% na 149%, při vytažení pádla z vody ze 136% na 87% a ve fázi přenosu pádla nad hladinou z 27% na 17%.

8. Diskuse:

Pozornost byla během výzkumu upřena na činnost svalů horní končetiny. V kajaku je totiž práce dolních končetin (podle dosavadních poznatků) zanedbatelná, plní pouze jakousi stabilizační funkci. Veškerá lokomoční aktivita je zajišťována horní polovinou těla, největší podíl na pohybu má svalstvo horní končetiny, klíčovým kloubem je v tomto případě kloub ramenní. Pro ucelený pohled na celý pohybový stereotyp jízdy v kajaku by bylo přínosné znát časovou charakteristiku zapojení řady svalů, především rotátorů trupu, ale i dalších, technická a časová náročnost takovému bádání ale zabraňují. Proto tento krok doporučuji k prozkoumání v případných dalších studiích.

K získání EMG záznamu činnosti vybraných svalů během pádlování na kajaku byly použity povrchové elektrody. Nejsou tak přesné jako elektrody jehlové, ale jejich aplikace nezpůsobuje nociceptivní dráždění, které může mít za důsledek významnou změnu kineziologického obsahu pohybových stereotypů, a nevyžaduje porušení integrity kůže probanda.

Měření všech vybraných svalů proběhlo pouze na pravé straně těla probanda. Získaná data lze zobecnit i na polovinu druhostrannou, protože pádlování v kajaku je reciproční cyklický pohybový vzor, ve kterém se kineziologický obsah pohybu horních končetin neliší, pouze je prováděn s časovým posunem o půl tohoto cyklu. V uvedeném kineziologickém rozboru nebyly u pokusné osoby nalezeny významnější asymetrie.

K výzkumu byla použita analýza čtrnácti jízd jednoho probanda. Ten je zkušeným jezdce na divoké vodě. Pohybový stereotyp záběru vpřed na kajaku má za dlouhá léta, kdy tento sport na vrcholové úrovni provozuje, dokonale zafixován. Jeho sportovní úspěchy (sjezdy extrémně obtížných úseků nejdívočejších Evropských řek a výborná umístění na rodeových závodech v posledních letech) jsou o tom důkazem. I když se formálně jedná o případovou studii, dlouhodobá špičková výkonnost závodníka poukazuje na možnost poměrně širokého zobecnění získaných poznatků. Přesto je pro verifikaci výsledků nutné výzkum doplnit o další měření na skupině pokusných osob. V této práci byl počet probandů vykompenzován vyšším počtem jízd jedné osoby, ze kterých lze již výsledky statisticky zpracovat a vyhodnotit.

Předmětem výzkumu bylo vyhodnocení vlivu stimulace pomocí reflexního plazení dle Vojty na pohybový stereotyp jízdy vpřed na kajaku. Již po jedné této proceduře dojde k facilitaci fyziologických svalových souher v rámci celého organismu a tento stav poté

přetrvává i několik hodin. Při prvním provedení zpravidla nebývá odpověď pacienta nijak výrazná, častějším opakováním se však vyvolávané svalové souhry facilitují a reflexní odpověď je výraznější. Od vegetativních projevů se tak dostáváme k izometrickým kontrakcím oslovovaných svalů a poté i k fázickému pohybu. S probandem jsme pracovali měsíc před vlastním výzkumem. Absolvoval čtyři půlhodinové stimulační Vojtovou metodou (1krát týdně). Proto při stimulaci během výzkumu byly již patrné izometrické kontrakce oslovených svalů. Pro cílení vlivu zmiňované procedury především na pletenec ramenní byly využity zóny na mediálním epicondylu humeru a na margo medialis scapulae na čelistní straně a zóny trupové kontralaterálně (s vědomím, že odpověď je vždy celotělová). Vlastní stimulační procedury probíhaly pod dohledem akreditované terapeutky s mnohaletou praxí.

Proband byl během měření nucen použít slalomový kajak, tedy jiný typ lodi, než na který je zvyklý. Za normálních okolností používá lodě značky Wave sport (typ Zero gravity). Použití jiné lodi by teoreticky mohlo vést ke změně kvality prováděného pohybu. Proto bylo pokusné osobě umožněno se na lodi rozcvičit jízdou asi 15 minut před započítáním experimentu. Za tuto dobu si proband pohyb v nové lodi osvojil a prohlásil, že se již na požadovaný úkol – prostý záběr vpřed – nemusí soustředit. To bylo bráno jako známka jeho adaptace na změněné podmínky. Opticky se jeho výkon stabilizoval a záběr vpřed byl vykonáván zcela přirozeně.

Dalším faktorem, ovlivňujícím rozsah platnosti dat, je styl pádlování probanda. Pokusná osoba je kajakář, který se věnuje výhradně freestylovým disciplínám. Pohybový stereotyp záběru vpřed jeho podání neobsahuje tak výraznou rotační složku, jako například záběr kajakáře rychlostního. Obecně lze říci, že freestylový záběr obsahuje více složky antigravitační, a to na úkor složky lokomoční. Opakem je záběr rychlostní, kde antigravitační složka téměř chybí. Styl záběru ve slalomu a sjezdu na divoké vodě leží někde mezi nimi.

Měření bylo provedeno bezdrátovým polyelektromyografickým sledováním. Vzniklé elektromyogramy mohou obsahovat artefakty vzniklé narušením přenosu např. radiovým vlněním, neodrušenými motory, mobilními telefony atd. Takové artefakty jsou jasně patrné a rozpoznatelné a nenarušily odečítání výsledků z EMG grafů. Výhodou však zde je intraindividuální charakter měření, umožňující rozpoznat nástup a odeznění aktivace vybraných povrchových svalových skupin, resp. odvození práce navazujících svalových řetězců.

Jedním ze sledovaných svalů je m. supraspinatus. Jeho monitorování pomocí povrchové EMG není zcela standardní a tím pádem se stává předmětem k diskusi. Anatomicky je tento představitel důležité skupiny zevních rotátorů v kloubu ramenním uložen

pod m. trapezius (který odstupuje od spina scapulae a z velké části jej překrývá. Při použití manévru, kdy pokusná osoba maximálně rotuje zevně rameno při abdukci okolo 70°, je možné aspekci i palpaci zřetelně detekovat masité bříško tohoto svalu. A právě v laterální části tohoto bříška se nachází trigonum, kde je m. infraspinatus přístupný povrchové EMG. Není to oblast velká, proto je tady otázkou, zda elektrody nesnímají také signál z okolních svalů. Pro účely této studie je však tento sval natolik zajímavý, že jsme se rozhodli takové riziko podstoupit. Povrchovou EMG m. infraspinatus provádějí například i Švédští vědci Gerdle, Eriksson, Brundin a Edström, či Dán Christensen ve výzkumech publikovaných v *European Journal of Applied Physiology*.

Všechny výsledky měření byly převedeny do procentuálního vyjádření vzhledem k maximální kontrakci. Ta byla určena svalovým testem. U šesti svalů, jejichž snímací kanály byly nastaveny na úroveň maximální amplitudy 0,1-2,0mV vyšly procentuální hodnoty v hodnotách nepřesahujících 150%, tedy víceméně v normě. U záznamu z kanálu nastaveného na maximální amplitudu snímaného signálu 0,05mV jde v procentuálním vyjádření i o hodnoty přesahující 200%. M. latissimus dorsi, tedy sval odpovídající tomuto kanálu, je při pádlování v kajaku hlavním efektozem pohybu. Nároky, které jsou na tento sval během záběru vpřed kladeny, jsou nemalé. Proto je i teoreticky možné, že se opravdu široký sval zádový v tomto případě zapojuje do pohybu o tolik větší měrou, než při Jandově funkčním svalovém testu, který provádíme v klinických podmínkách.

Hodnocení vlivu reflexního plazení dle Vojty na pohybový stereotyp pádlování v kajaku je velice složitý úkol. I při dodržení všech konstant výzkumu, které byly určeny za účelem objektivizace závěrů, není možné eliminovat různé rušivé vlivy. Vodní prostředí je vždy velice proměnlivé, samotný zkoumaný pohybový stereotyp je velmi složitý. Pro sledování vlivu reflexní lokomoce dle Vojty, ale i ostatních fyzioterapeutických metod, na různé pohybové úkony, by měl být pro objektivitu závěrů popisován u dobře reprodukovatelných a co možná nejjednodušších pohybů. Jako příklad takového stereotypu bych uvedl například abdukci v rameni. Je to pohyb dobře popsáný, jehož vyšetření patří zahrnuje i rutinní kineziologický rozbor.

Pro stanovení hodnot maximálních kontrakcí byla využita metodika vypracovaná Jandou a nazvaná funkční svalový test. Samozřejmě, že použití této metody je diskutabilní. Nejedná se zde o testování sledovaných svalů v kontextu sledovaného pohybu, naproti tomu jde o obecně známý a svým způsobem normovaný způsob zjištění maximální síly svalu. A to byl hlavní důvod pro upřednostnění Jandova funkčního svalového testu před tvorbou vlastní modifikace testování, které by sice bylo adaptováno a cíleno na provedení požadovaného

pohybu, ale jeho reprodukce a popis (tedy objektivita) obtížná. Variantou k Jandovu testu je metodika Kendallova. Janda byl zvolen pro snadné praktické provedení a značnou rozšířenost v našem regionu.

Lze diskutovat o původu a významu výsledků výzkumu. Nejvýraznější změnou, kterou při srovnání obou fází experimentu pozorujeme, je poměrně významné snížení aktivity m. latissimus dorsi během záběrové fáze, včetně vytažení pádla z vody. Tento fakt by mohl být vykládán jako snížení nároků na svalovou práci za účelem stejného výkonu ve fázi druhé jako ve fázi první. Tedy jako zlepšení ekonomiky a preciznosti provedení pohybu. Také zvýšení aktivity m. latissimus dorsi v okamžiku zasazení pádla do vody je možné považovat za znak kvalitnějšího timingu činnosti tohoto svalu. Ten je tak již v této důležité záběrové fázi připraven na fázický pohyb zajišťující zde přesun z místa na místo. Také v redukci aktivity širokého svalu zádového ve fázi přenosu pádla nad hladinou lze spatřovat zlepšení provedení pohybu – sval má tak více času na relaxaci a přípravu na další lokomoční cyklus. Ve zvýšení aktivity m. pectoralis major během přenosu pádla nad hladinou lze také spatřovat kvalitnější zapojení svalu do pohybového stereotypu – tato fáze je z velké části horizontální abdukcí v kloubu ramenním a velký prsní sval by zde tedy měl být nejaktivnější. Naopak ve fázi vytažení pádla z vody plní funkci partnera m. latissimus dorsi a při redukci činnosti obou zmíněných svalů lze spekulovat o zlepšení koordinace (ekonomiky) pohybu. Posledním výraznějším nálezem je zvýšení zapojení m. deltoideus během tažení pádla vodou. Tento sval vtlačuje hlavici humeru do fossa glenoidalis scapulae a stabilizuje tak kloub ramenní. Proto lze i tento nález považovat za pozitivní. Celkový pohled na grafy v poměrných jednotkách KAZE5 prozrazuje vyšší míru organizace a pravidelnosti snímaných signálů. Takové expertní hodnocení sice naznačuje také jistou změnu kvality sledovaného pohybového stereotypu, ovšem jako vědecká metoda je relativně neobjektivní.

9. Závěr:

Všechny úkoly vytyčené v úvodní části této diplomové práce se podařilo splnit.

Byly použity nové metodické principy, napomáhající objektivizovat výsledky výzkumu. V první řadě je to přepočítání všech záznamů elektrické aktivity vybraných svalů na jednotky odvozené ze základních fyzikálních jednotek SI – jednotky napětí – Volty (V), potažmo mikrovolty (μV). Také závěrečné vztažení všech hodnot k hodnotám maximální kontrakce je u výzkumu pomocí přístroje KAZE5 novinkou.

Zajisté bylo odhaleno několik sporných bodů jako použitý svalový test či otázka techniky připevnění elektrod, ale i ty můžou posloužit jako cenné informace pro další podobné výzkumy.

Byly nalezeny jisté změny v zapojení měřených svalů v první a druhé části výzkumu. Směrodatné a průměrné odchylky určují míru homogenity zpracovávaných dat.

Během experimentu byla zjištěna redukce aktivity m. latissimus dorsi dx. během tažení pádla vodou a ve fázi vytažení pádla z vody a jeho přenosu nad vodou, a také v případě m. pectoralis major dx. ve fázi vytažení pádla z vody. Naopak ke zvýšení aktivity došlo u m. latissimus dorsi dx. v momentu zasazení pádla do vody, u m. deltoideus dx. při tažení pádla vodou a u m. pectoralis major dx. ve fázi přenosu.

Na závěr konstatuji, že po stimulaci probanda pomocí reflexního plazení dle Vojty se u naší pokusné osoby pohybový stereotyp jízdy vpřed na kajaku změnil. Tím se potvrdila hypotéza výzkumu.

10. Použitá literatura:

- BARTON, G. *Systém tréninku Grega Bartona*. Praha: Olympia, 2002
- GERDLE, B., ERIKSSON, N.-E., BRUNDIN, L., EDSTRÖM, M. *Surface EMG recordings during maximum static shoulder forward flexion in different positions*. European Journal of Applied Physiology, Springer Berlin / Heidelberg, 1987
- BÍLÝ, M. *Komplexní analýza techniky pádlování a jízdy na divoké vodě*. Rigorózní práce. Praha: FTVS UK, 2002
- BÍLÝ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P. *Kanoistika*. Praha: Grada publishing s.r.o., 2001
- DAVES, M. P. *Step to Sollow – a Guide to the Treatment of Adult Hemiplegia, Based on the Concept of K. a B. Bobbath*. Berlin: Springer Verlag, 1994
- DE LUCA, C. J. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The International Society for Biomechanics [online] 1993
- DITTRICH, J., LEHOVSKÝ, M., LESNÝ, I., PFEIFFER, J., VLACH, V., VOJTA, V. *Obecná vývojová neurologie*. Praha: Avicenum, 1971
- DOKTOR, M. *Technika a taktika jízdy na rychlostní kanoi*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2001
- DRUGA, R., DYLEVSKÝ I., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000
- DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha: Alberta s.r.o., 1994
- FUČÍKOVÁ, K. *Analýza techniky pádlování v rychlostní kanoistice z hlediska časového rozložení záběru*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2003
- GAGIN, J. A. *Základy techniky pádlování*. Sborník specializovaných překladů. Kanoistika č. 2, str.13., Praha: Olympia, 1981.
- GRAU, O., OBSOMMER, O. *Richtig Rodeofahren*. Raubling: La Ola, 2002
- CHRISTENSEN, H., *Muscle activity and fatigue in the shoulder muscles during repetitive work*. European Journal of Applied Physiology, Springer Berlin / Heidelberg, 1986
- JACKSON, E. *Playboating: Moves&Training by Eric Jackson*. 2002
- JANČAR, V., NOVÁK, I. *Kilometráž českých a moravských řek*. Praha: SHOCart s.r.o., 1998
- JANDA, V., *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996
- JANDA, V., POLÁKOVÁ, V., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966

- KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: IDPVZ, 1994
- KARAS, V., OTÁHAL, S. *Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka*. Praha: SPN, 1972
- KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: SPN, 1990
- KÁŠ, S. *Neurologie v běžné klinické praxi*. Praha: Grada – Avicenum, 1997
- KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: TRITON, 1999
- KNEBEL, R. *Problematika jízdy na sjezdovém kajaku*. Olomouc: ČSK, 2000
- KOLÁŘ, P. *Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č. 4, str. 142-147, 1998
- KOLÁŘ, P. *Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č. 4, str. 152-164, 2001
- KOLÁŘ, P. *Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č.4, str. 152-155, 1996
- KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002
- KRAČMAR, B. *Kineziologická studie sportovní lokomoční činnosti*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č. 3, str. 86-96, 2002
- KRAČMAR, B. *Pohybové vzorce reflexní lokomoce ve sportovní pohybové činnosti*. Sborník XII. konference společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny. Jáchymov, 2001
- KRAČMAR, B. *Svalové skupiny, zapojené při provádění vybraného prvku na kajaku na divoké vodě*. Tělesná výchova a šport č. 3, str. 26-32, 2001
- KRAČMAR, B. *Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti*. Sborník příspěvků mezinárodní konference Pohyb a zdraví, str. 296-300. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001
- KRAČMAR, B. *Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti*. Rehabilitácia č. 3, str. 157-170, 2001
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 1995
- KRAUS, J. *Dětská mozková obrna*. Praha: Grada, 2004
- LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, s.r.o., 2003
- NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. a kol. *Neurologie*. Praha: Karolinum, 2002
- PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. Brno: Cerm, 2003
- PRSKAVEC, J. *Vodní slalom. Technika jízdy na kajaku*. Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2001

- RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č. 4, str. 173-177, 2001
- ROHAN, J. *Přímý záběr na C1*. Diplomová práce. Praha, FTVS UK, 1991
- STECENKO, Ju. N. a kol. *Obecná charakteristika záběrového cyklu*. Sborník specializovaných překladů. Kanoistika str. 21 – 39. Praha: Olympia, 1987
- STRNADOVÁ, M. *Analýza zapojování svalových řetězců při záběru vpřed na kajaku ve sjezdu na divoké vodě*. Diplomová práce. Praha, FTVS UK, 2004
- TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 1. Baltimore: Williams & Wilkins, 1983.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing, 2001
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum, 1992
- VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2004
- VAŘEKA, I. *Principy vývojové kineziologie ve Vojtově metodě reflexní lokomoce*. Rehabilitace a fyzikální lékařství č. 4, str. 164-172, 2000
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2006
- VÉLE, F. *Přednášky*. FTVS UK, Praha, 2005
- VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. *Úvaha nad problémem stability ve fyzioterapii, Rehabilitace a fyzikální lékařství. č.3 2001. str. 103-105*
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém a dětském věku – včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada, Avicenum, 1993
- VOJTA, V., BAUER, H., SCHWAIZER, E. *Posturale ontogeneze*. Stuttgart: Kohlhammer Verlag, 1984
- VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995
- WHITNING, K. *The Playboater's Handbook I*. Ottawa: Heliconia Press, 2002
- WHITNING, K. *The Playboater's Handbook II*. Ottawa: Heliconia Press, 2002
- WOZNIAK, K. H. a kol. *Technika v rychlostní kanoistice*. Sborník specializovaných překladů. Kanoistika č. 1, str. 7, Praha: Olympia, 1981

Další zdroje informací:

Internetové adresy týkající se dané problematiky:

www.cnawr.cz

www.delsys.com

www.kayak.at

www.kanoe.cz

www.kanoekajak.cz

www.springerlink.com

www.vojtovaspolecnost.cz

11. Přílohy

příloha č.1

Kineziologický rozbor 1 (před RP)

Narozen: 1978

Hmotnost: 68kg

Výška: 171cm

Anamnéza:

RA: negativní

PSA: v současné době bez zaměstnání, jinak vyučený truhlář

FA: negativní

AA: negativní

OA: běžná dětská onemocnění a banální infekce prodělal bez komplikací, nikdy vážněji nestonal, operace a vážnější úrazy nebyly, v minulosti několikrát lumbalgie, které spontánně odezněly – poslední v 07/06

SP: v současné době bez obtíží

Aspekce:

Stoj: stoj stabilní, báze přiměřená, obě nohy zatěžuje rovnoměrně (L:35kg,P:33kg)

Zepředu: podélná i příčná klenba funkční, Vélův test negativní, laterální a mediální kontura DKK symetrická, patelly symetrické, pupek tažen mírně vpravo, trup rotován mírně vpravo, levé rameno níž, hrudník a krk symetrický

Z boku: bérce symetrické, kolena v mírné semiflexi, L-lordóza s vrcholem v L3, Th-L přechod plynulý, Th kyfóza s vrcholem v Th7, výrazný C-Th přechod, mírná protrakce ramen, C-lordóza vrchol v C4, hlava ve středním postavení

Zezadu: paty a Achillovy šlachy symetrické, mediální a laterální kontura lýtek a stehen symetrické, kloub kolenní v optimálním postavení, gluteální linie a tonus hýžďových svalů symetrický, thorakobrachiální trojúhelník výraznější vlevo, trup lehce rotován doprava (-), levé rameno níž, m. trapezius sin. konkávního tvaru, dx. lineární až konvexní, hlava rotována mírně vlevo

Dynamika páteře: Thomayer. zk.- 4cm, lateroflexe symetrická a přiměřená, retroflexe bez patologických nálezů

Trendellenburgův příznak bilaterálně nepřítomen

Palpace: patelly volné, pánev v rovině, hypertonus flexorů kolene bilaterálně, L paravertebrálních svalů bilat., m. trapezius pars superior vpravo

Neurologické vyšetření: šlachookosticové reflexy na HKK a DKK symetrické a přiměřené, hlavové nervy intaktní, povrchové i hluboké cití, taxy a diadochokinéza bez patologických nálezů

Pohybové stereotypy:

Chůze: chodidlo odvíjí bilaterálně po zevní straně, k zakřivením ve frontální rovině dochází symetricky, chůze symetrická, harmonická, bez patologického nálezu

Abdukce ramene: vlevo- pletenec fixován dolními fixátory, bez patologického nálezu

vpravo- dochází k mírné aktivaci m. trapezius pars superior

Dýchání: vstoje mírně převládá střední a také horní hrudní typ dýchání

příloha č.2

Kineziologický rozbor 2 (po RP)

Narozen: 1978

Hmotnost: 68kg

Výška: 171cm

Anamnéza:

RA: negativní

PSA: v současné době bez zaměstnání, jinak vyučený truhlář

FA: negativní

AA: negativní

OA: běžná dětská onemocnění a banální infekce prodělal bez komplikací, nikdy vážněji nestonal, operace a vážnější úrazy neuguje, v minulosti několikrát lumbalgie, které spontánně odezněly – poslední v 07/06

SP: v současné době bez obtíží

Aspekce:

Stoj: stoj stabilní, báze přiměřená, obě nohy zatěžuje rovnoměrně (L:34kg,P:34kg)

Zepředu: podélná i příčná klenba funkční, Vélův test negativní, laterální a mediální kontura DKK symetrická, patelly symetrické, pupek tažen mírně vpravo, trup rotován mírně vpravo, levé rameno níž, hrudník a krk symetrický

Z boku: bérce symetrické, kolena v mírné semiflexi, L-lordóza s vrcholem v L3, Th-L přechod plynulý, Th kyfóza s vrcholem v Th7, výrazný C-Th přechod, mírná protrakce ramen, C-lordóza vrchol v C4, hlava ve středním postavení

Zezadu: paty a Achillovy šlachy symetrické, mediální a laterální kontura lýtek a stehy symetrické, kloub kolenní v optimálním postavení, gluteální linie a tonus hýžd'ových svalů symetrický, thorakobrachiální trojúhelník výraznější vlevo, trup lehce rotován doprava (-), levé rameno níž, m. trapezius sin. konkávního tvaru, dx. lineární až konvexní, hlava rotována mírně vlevo

Dynamika páteře: Thomayer. zk.- 4cm, lateroflexe symetrická a přiměřená, retroflexe bez patologických nálezů

Trendellenburgův příznak bilaterálně nepřítomen

Palpace: patelly volné, pánev v rovině, hypertonus flexorů kolene bilaterálně, L paravertebrálních svalů bilat., m. trapezius pars superior vpravo

Neurologické vyšetření: šlachookosticové reflexy na HKK a DKK symetrické a přiměřené, hlavové nervy intaktní, povrchové i hluboké cití, taxe a diadochokinéza bez patologických nálezů

Pohybové stereotypy:

Chůze: chodidlo odvíjí bilaterálně po zevní straně, k zakřivením ve frontální rovině dochází symetricky, chůze symetrická, harmonická, bez patologického nálezu

Abdukce ramene: vlevo- pletenec fixován dolními fixátory, bez patologického nálezu

vpravo- pletenec fixován dolními fixátory, bez patologického nálezu

Dýchání: vstoje převládá břišní hrudní typ dýchání

Obr. 1 – rychlostní kanoistika



Obr. 2 – slalom na divoké vodě



Obr. 3 – sjezd na divoké vodě



Obr. 4 – rafting



Obr. 5 – rodeo na divoké vodě



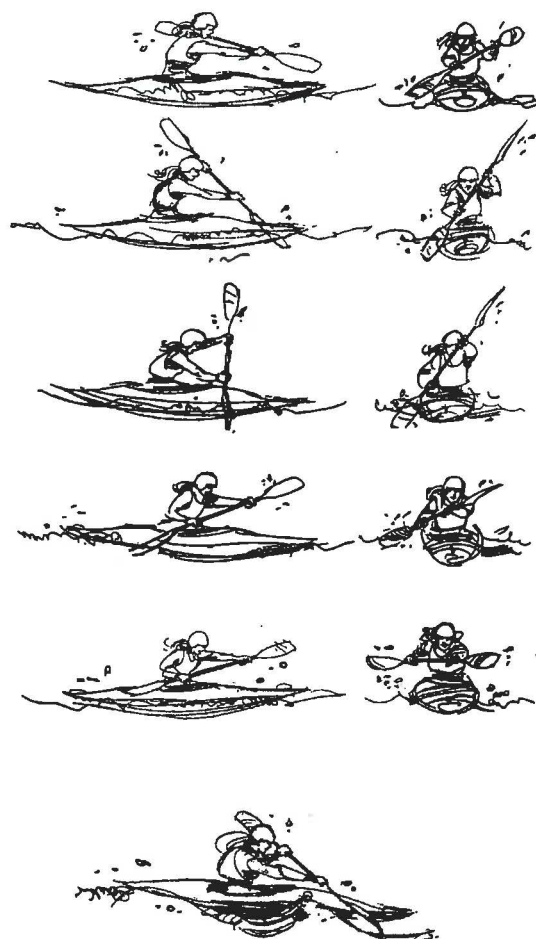
Obr. 6 - freeride



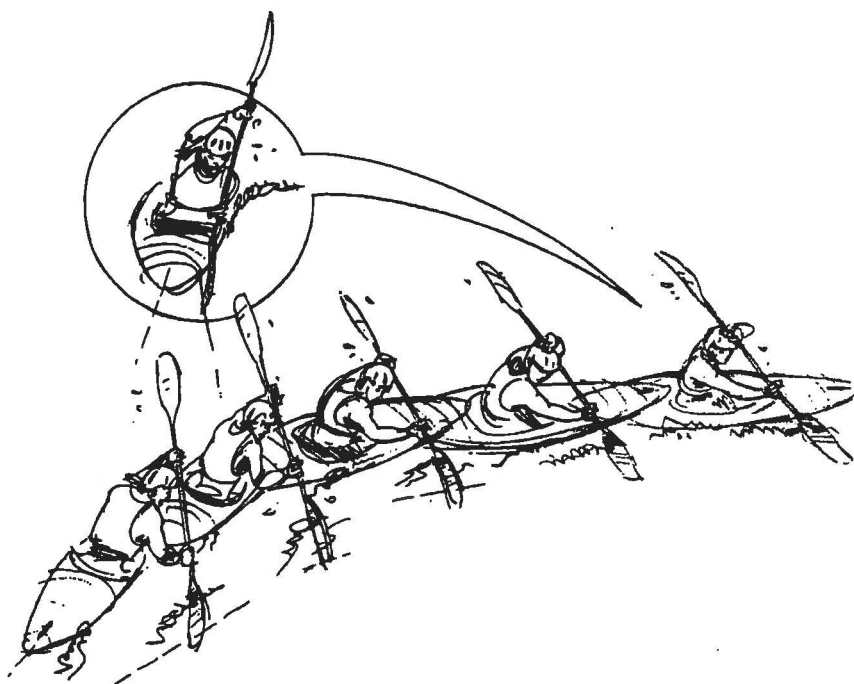
Obr. 7 - kanoepolo



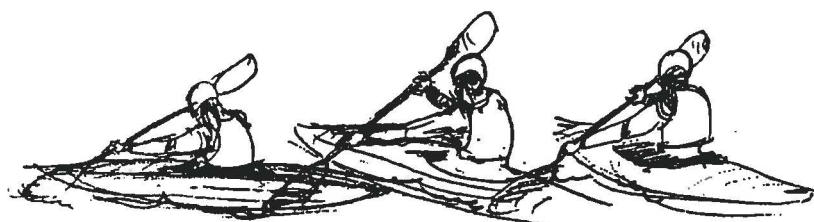
Obr. 8 – přímý záběr vpřed na kajaku



Obr. 9 - závěs



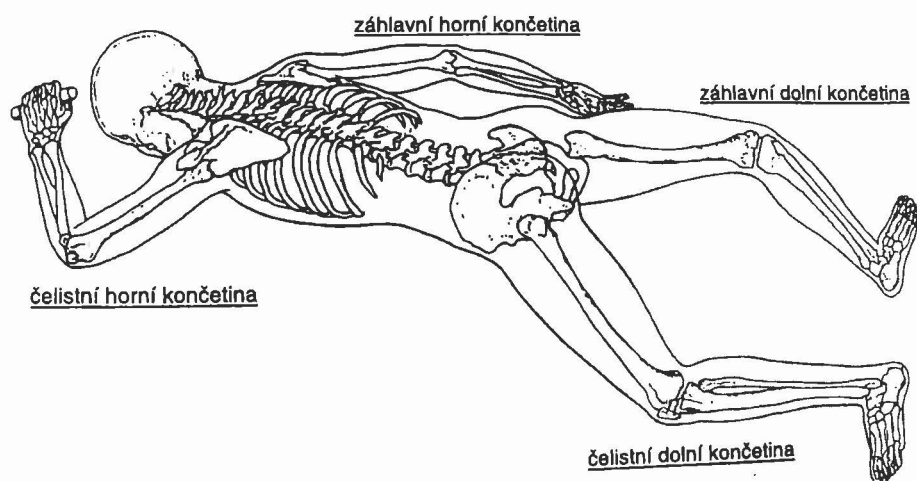
Obr. 10 – široký záběr od přídě



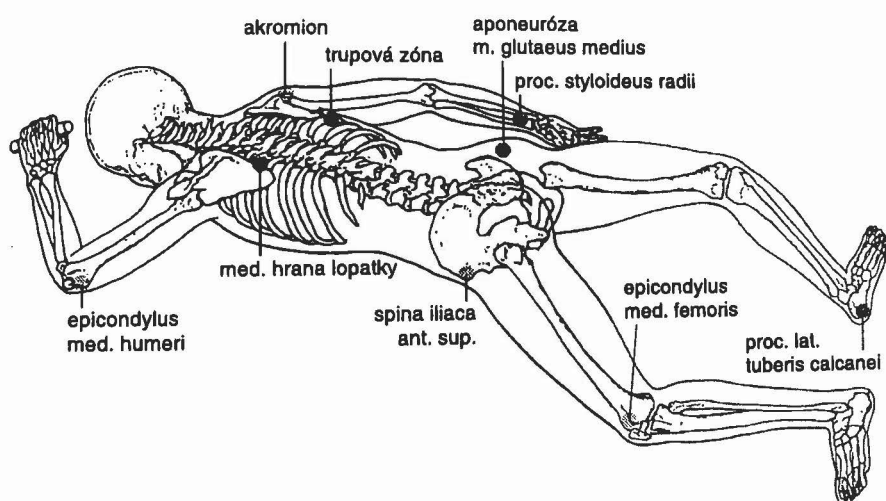
Obr. 11 – fáze záběru vpřed na kajaku



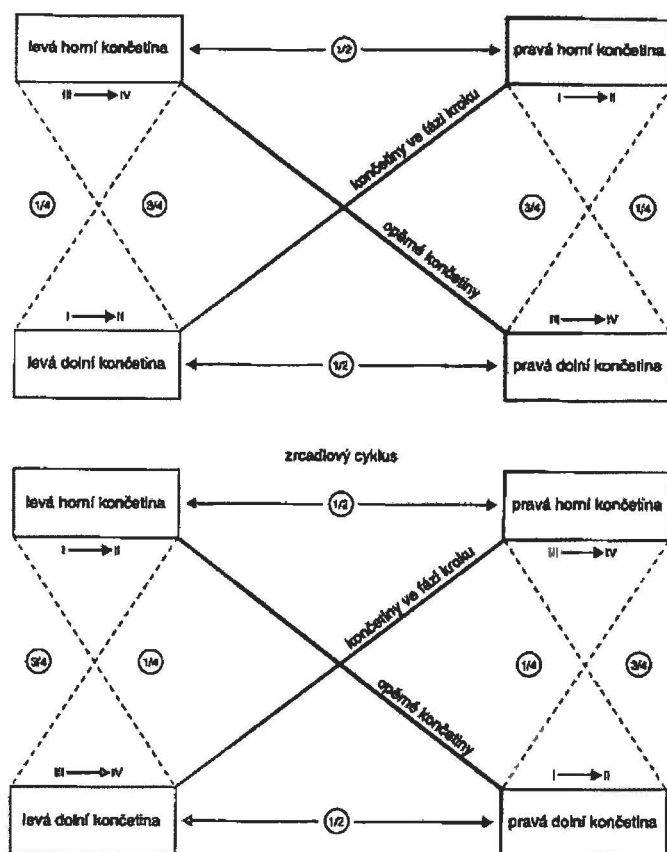
Obr. 12 – výchozí polohy pro reflexní plazení dle Vojty (Vojta, Peters, 1995)



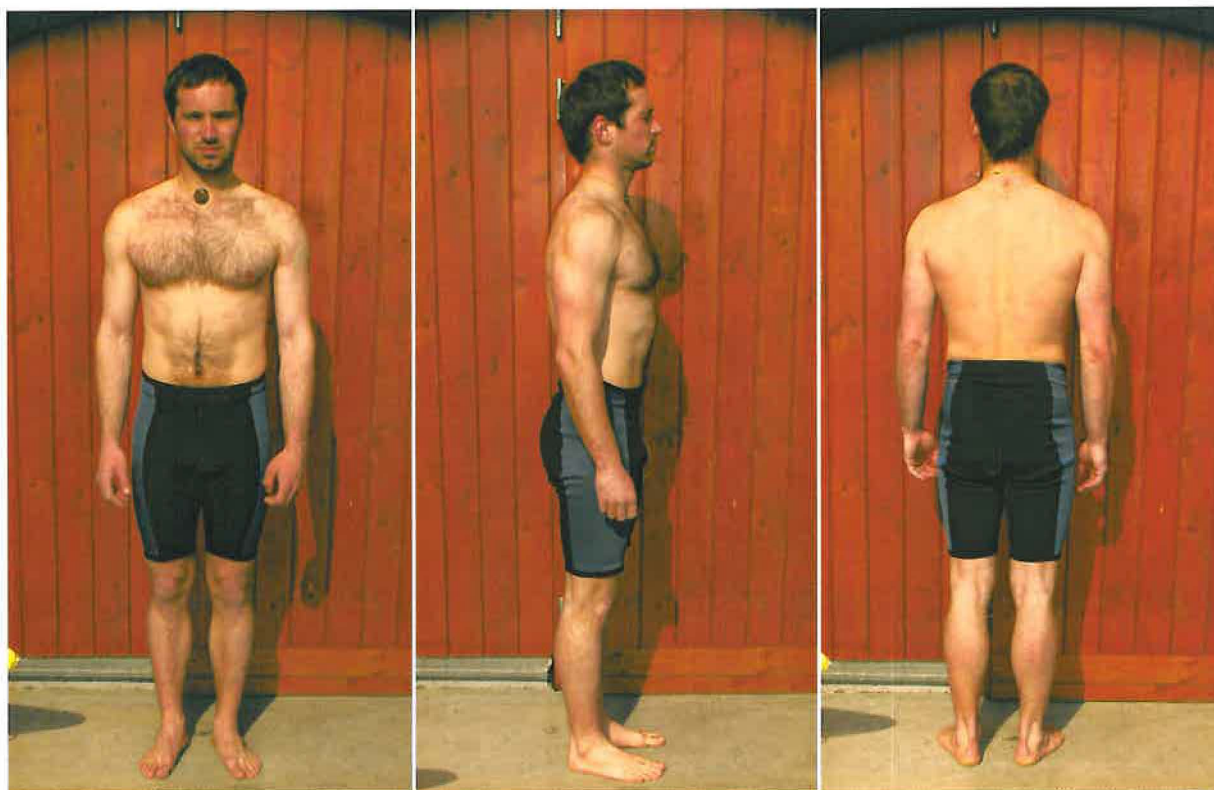
Obr. 13 – vybavovací zóny (Vojta, Peters, 1995)



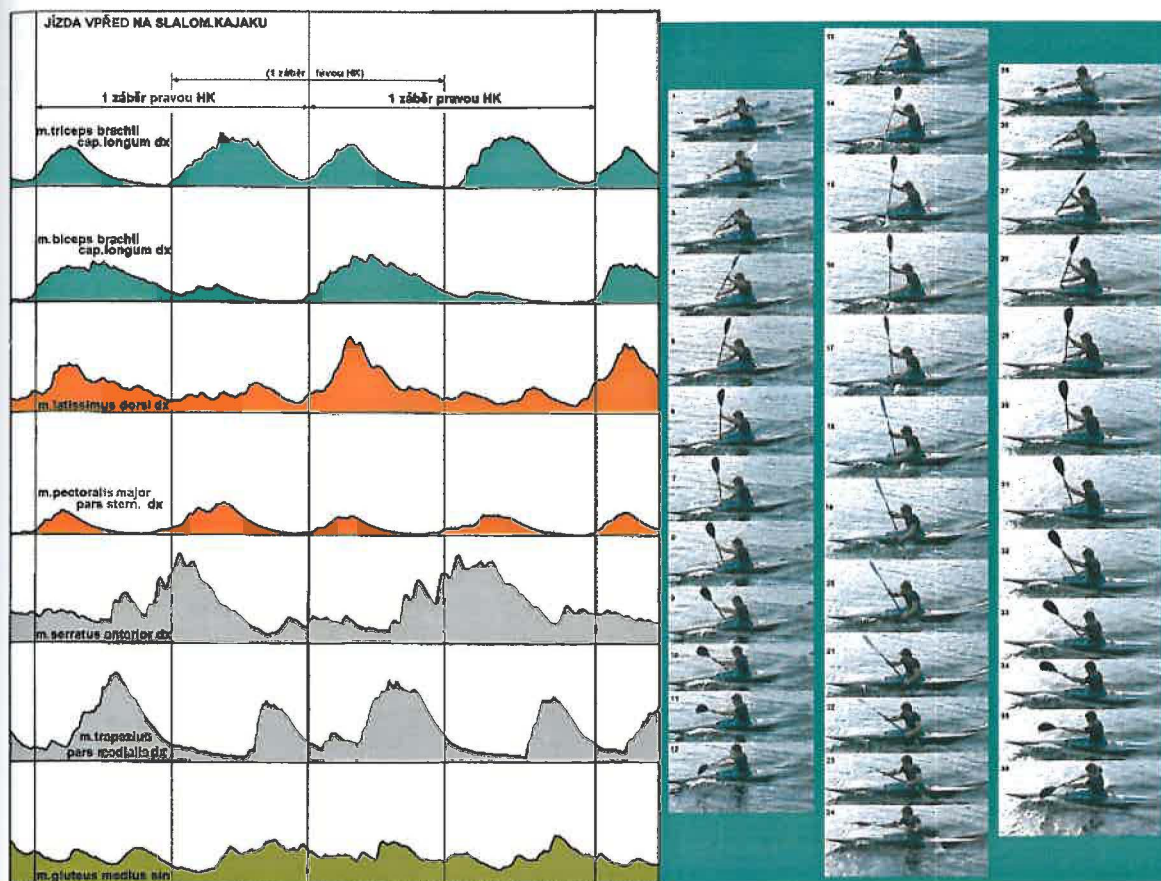
Obr. 14 – cyklus kvadrupedální lokomoce (Vojta, Peters, 1995)



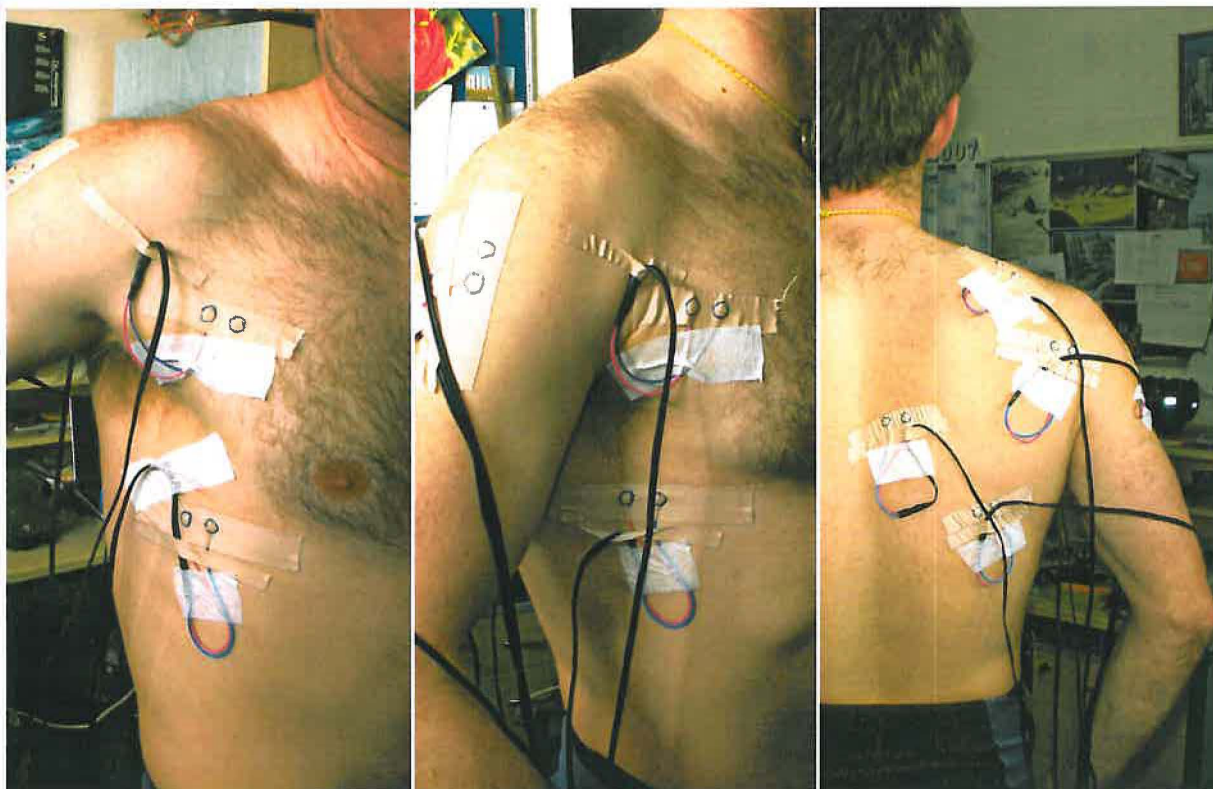
Obr. 15 – pokusná osoba



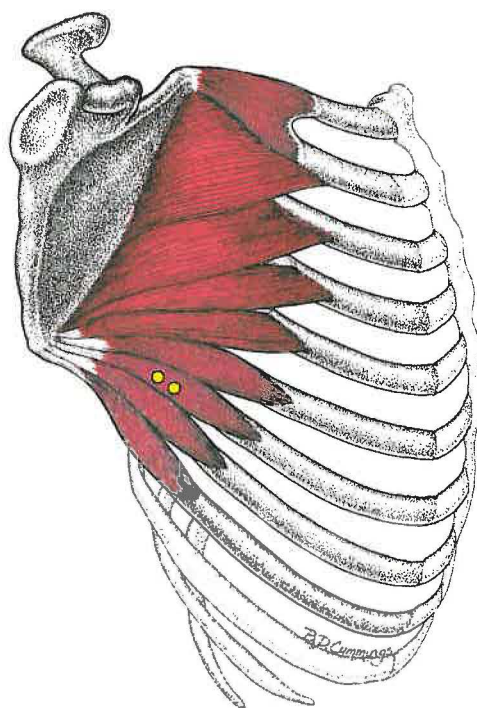
Obr. 16 – výsledky pilotní studie



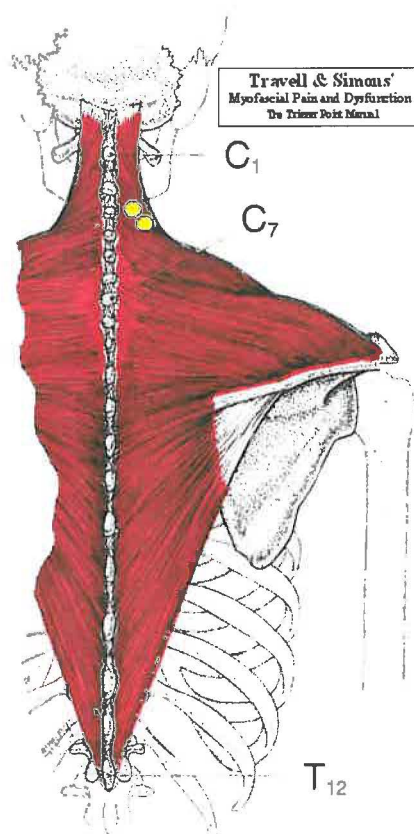
Obr. 17 – umístění povrchových elektrod



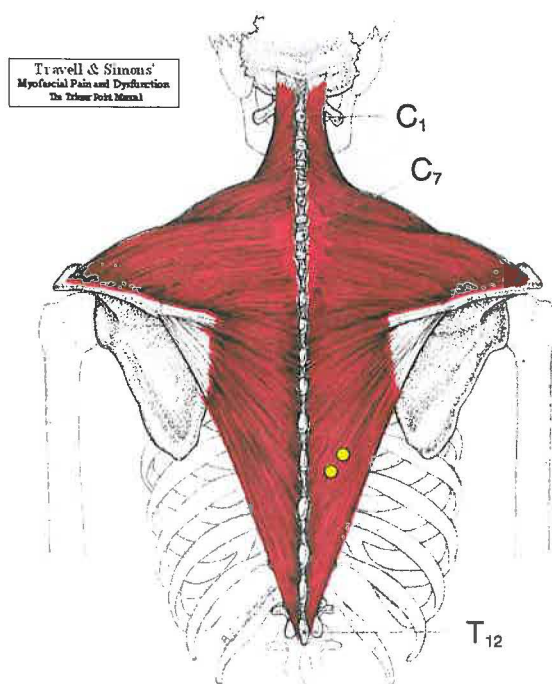
Obr. 18 – m. serratus anterior (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



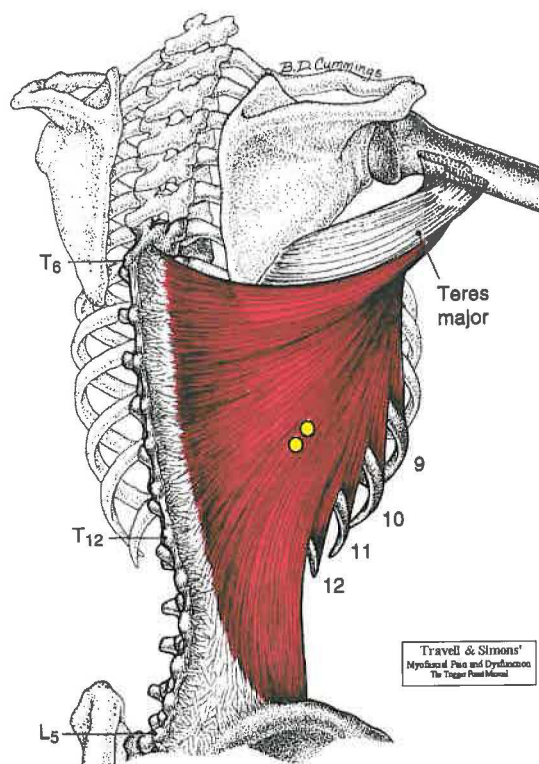
Obr. 19 – m. trapezius, pars superior (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



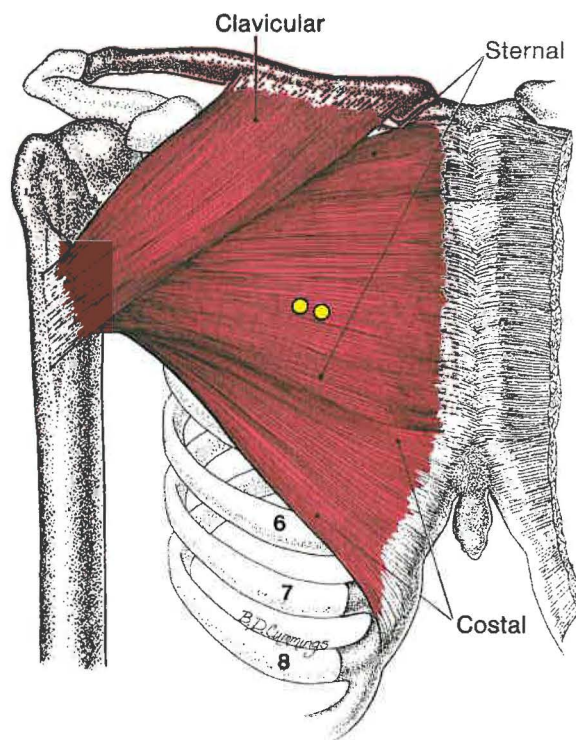
Obr. 20 – m. trapezius, pars inferior (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



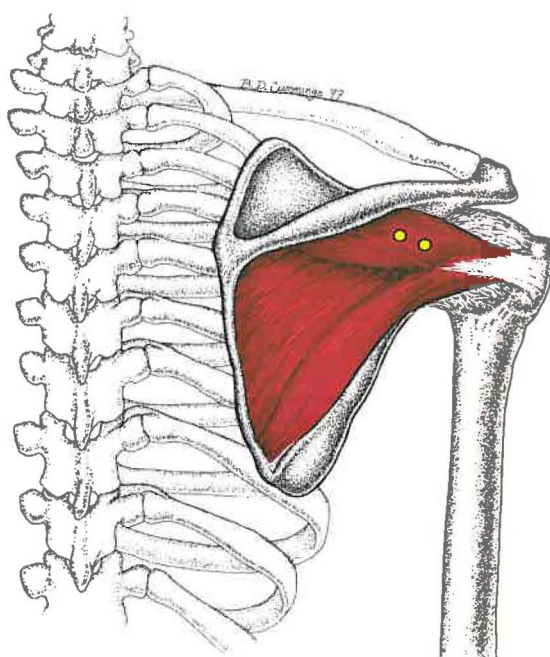
Obr. 21 – m. latissimus dorsi (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



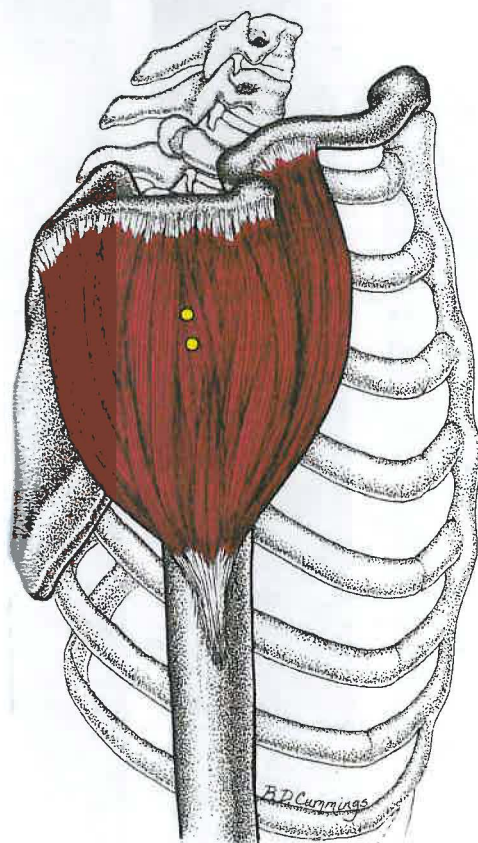
Obr. 22 – m. pectoralis major (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



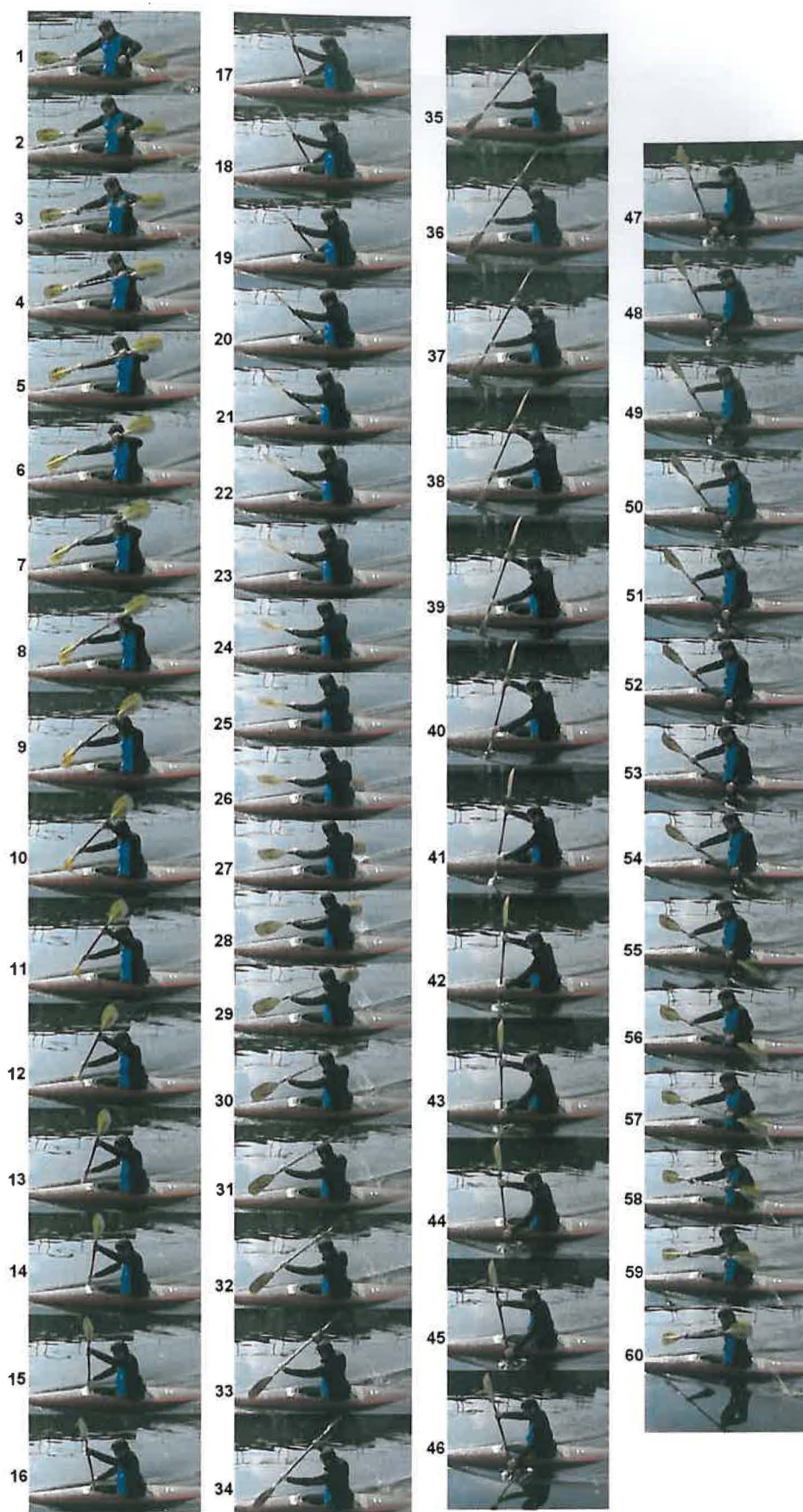
Obr. 23 – m. infraspinatus (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



Obr. 24 – m. deltoideus (žluté body představují umístění elektrod) (dle Travell, Simons, 1983)



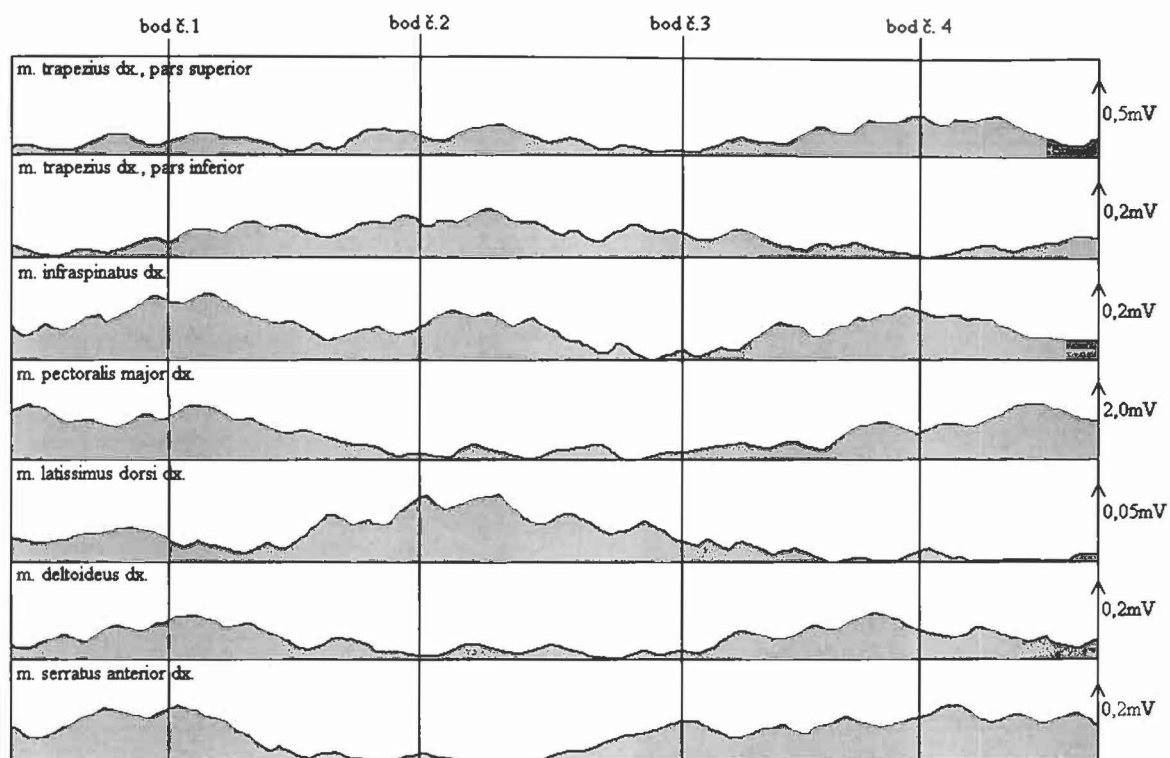
Obr. 25 – kinematogram záběru vpřed na kajaku před reflexním plazením dle Vojty



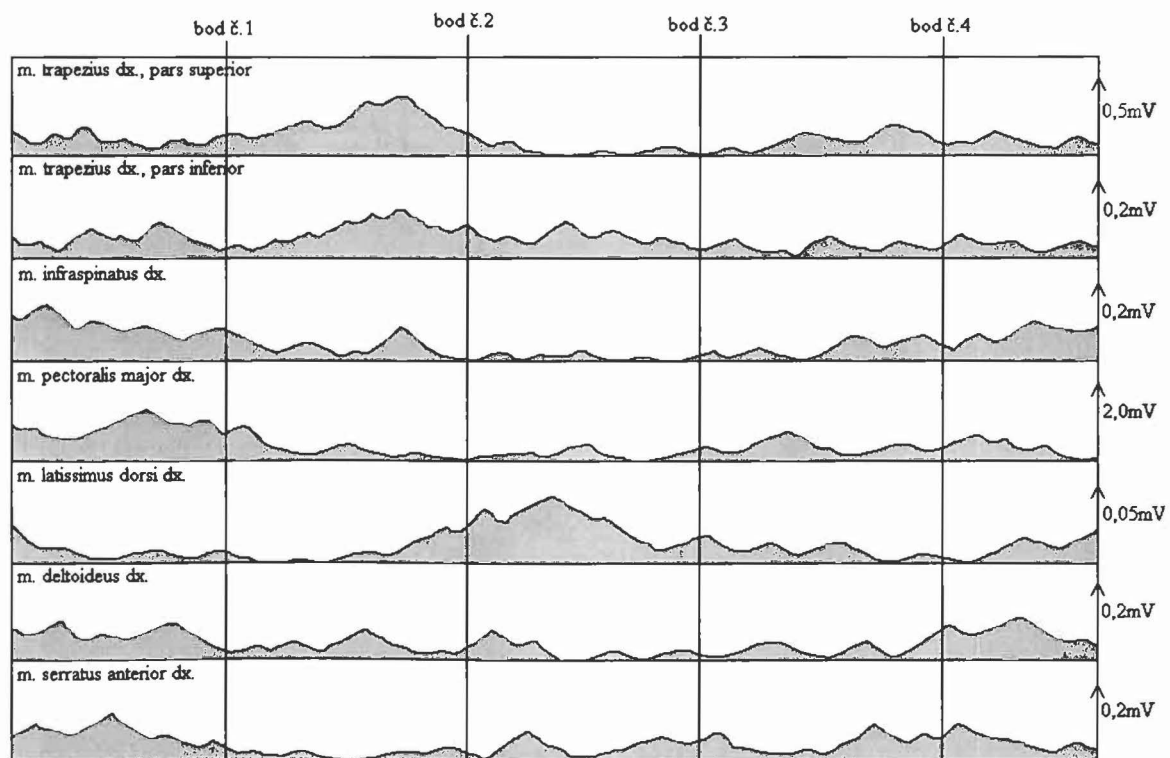
Obr. 26 – kinematogram záběru vpřed na kajaku po reflexním plazení dle Vojty



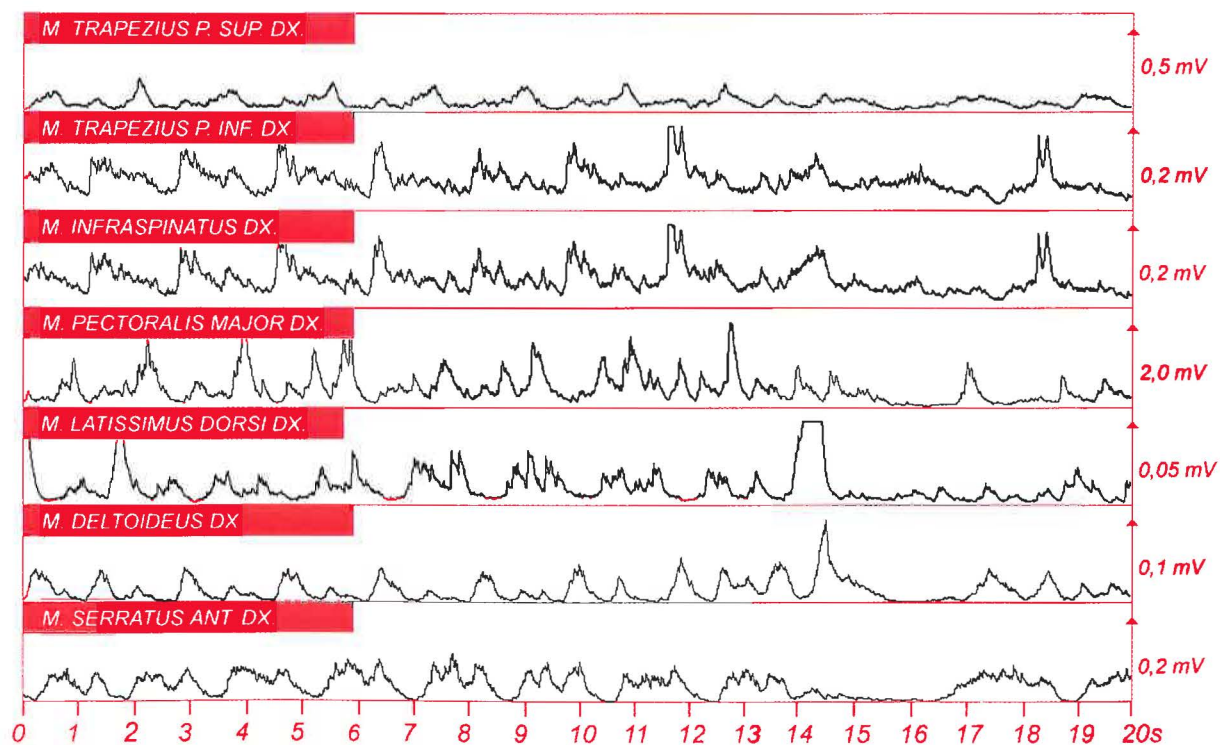
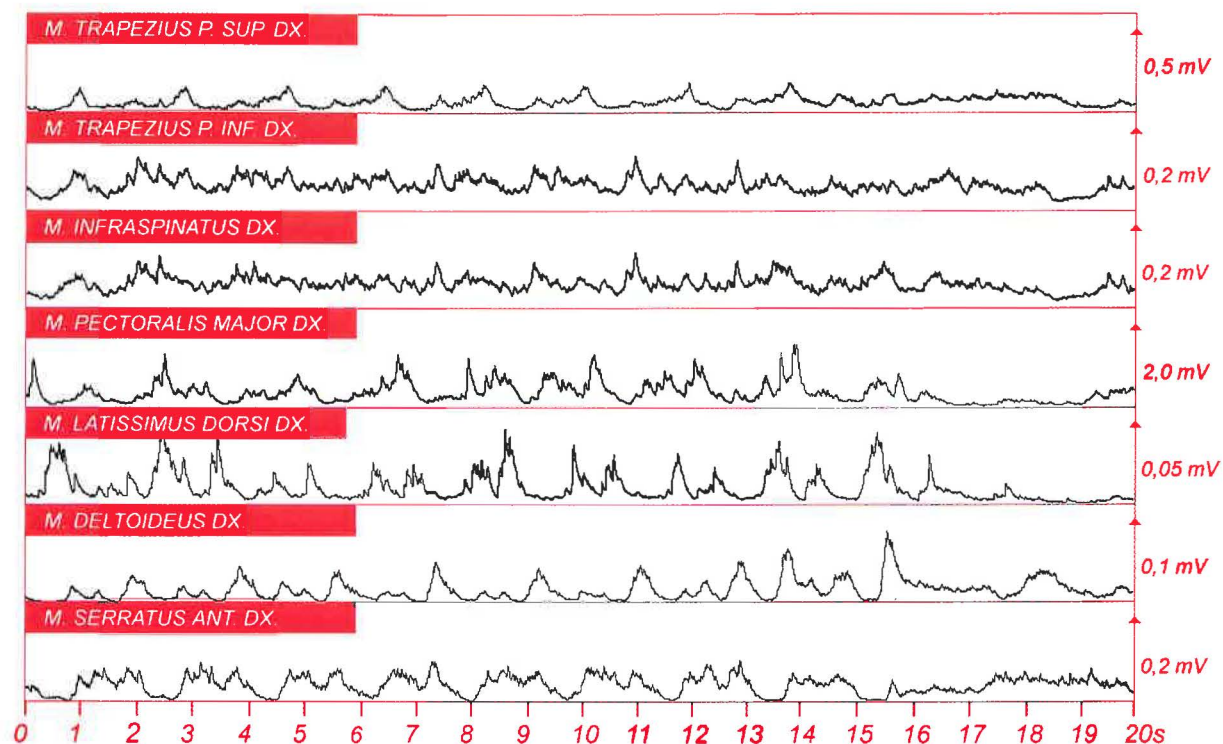
Obr. 27 – záběr vpřed před reflexním plazením dle Vojty

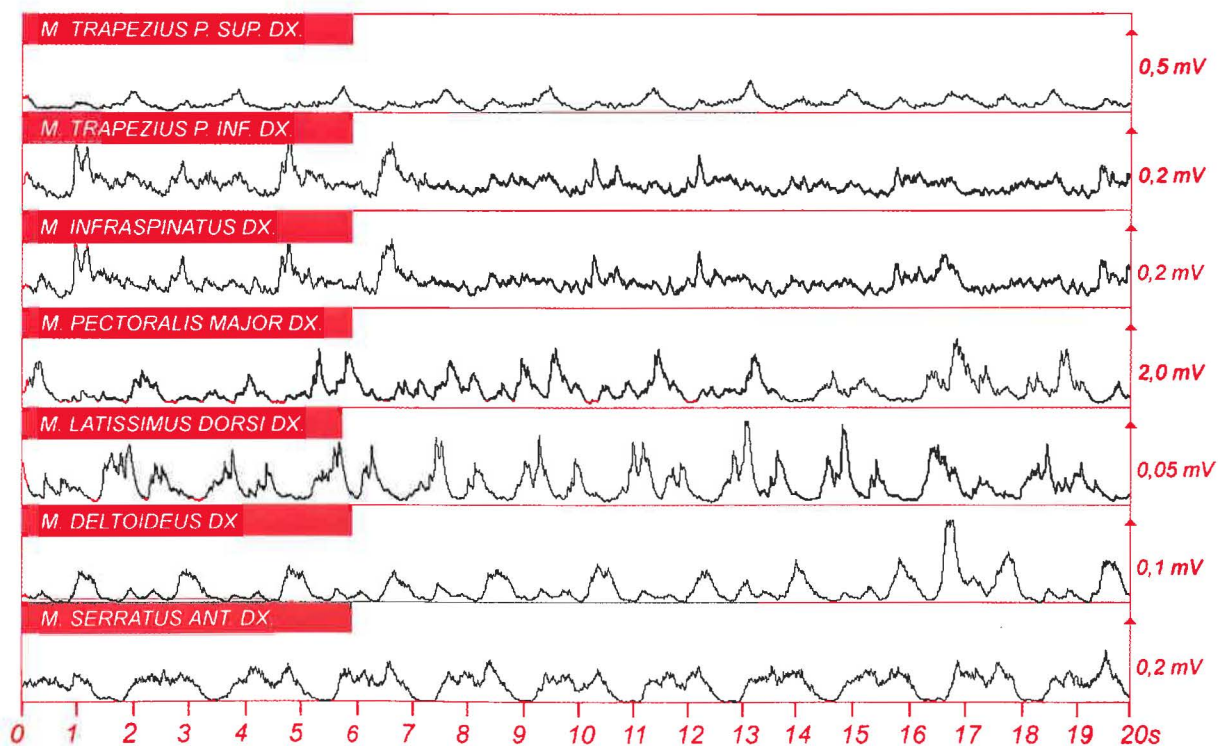
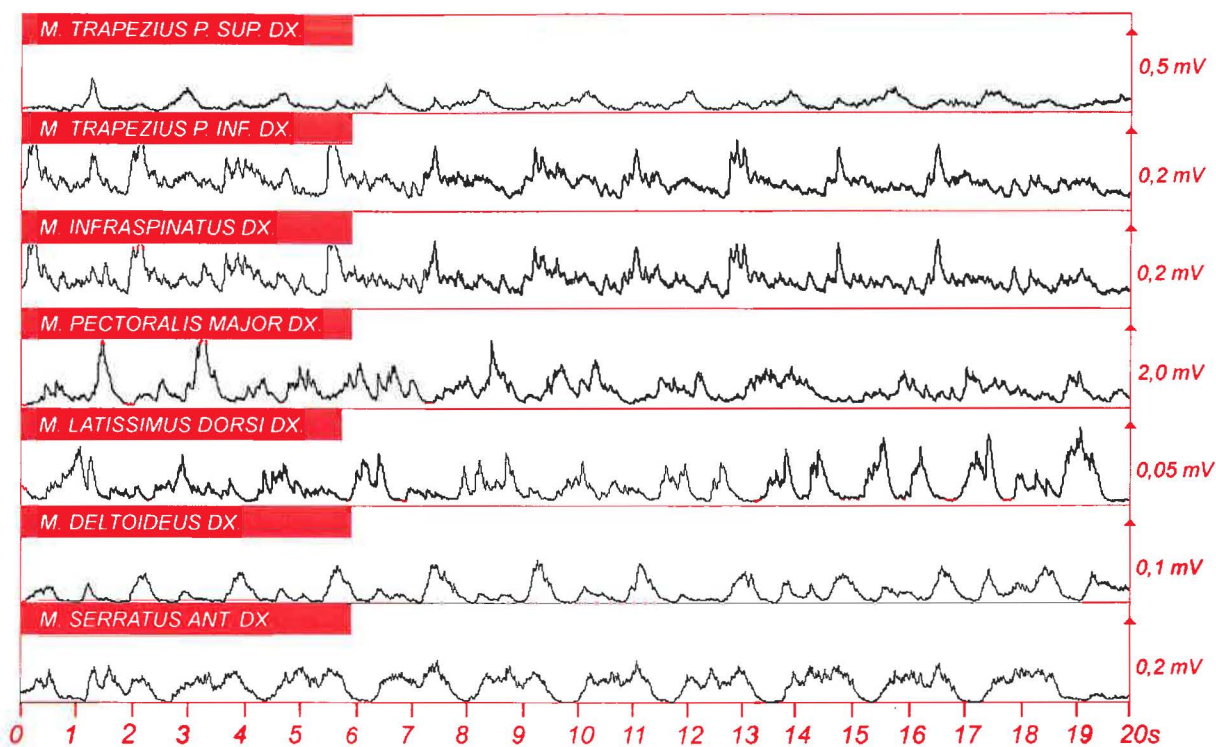


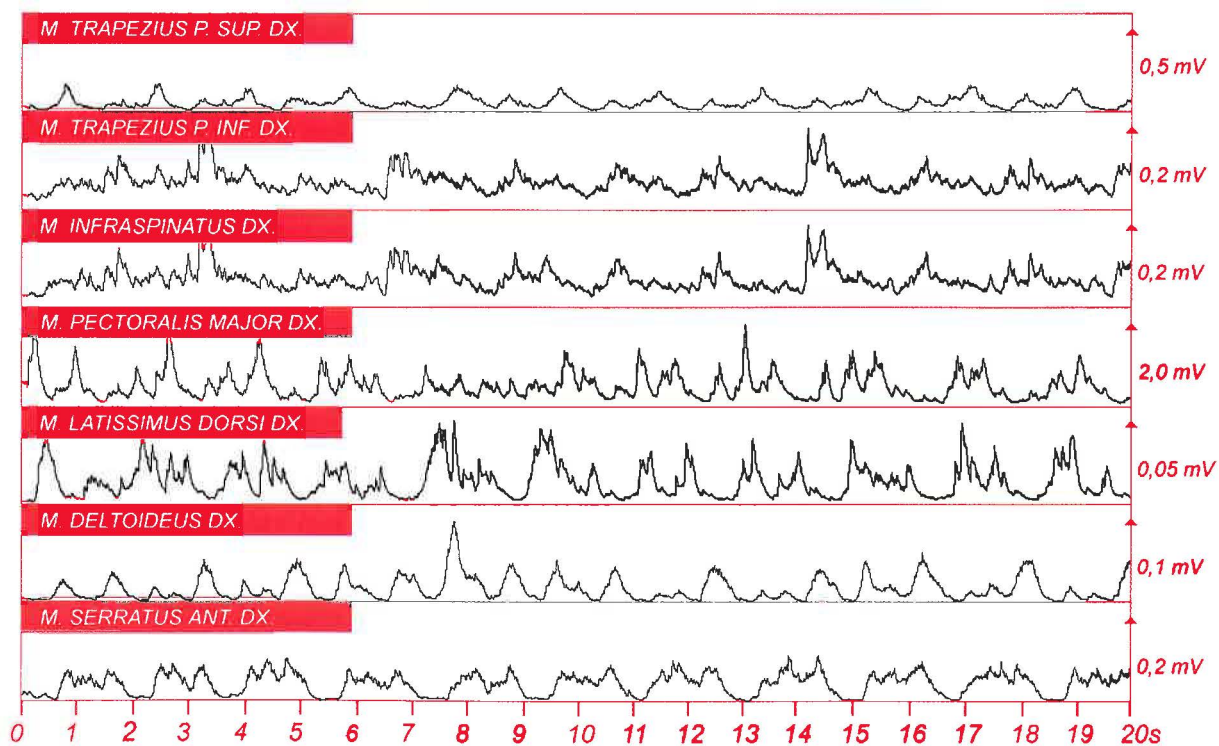
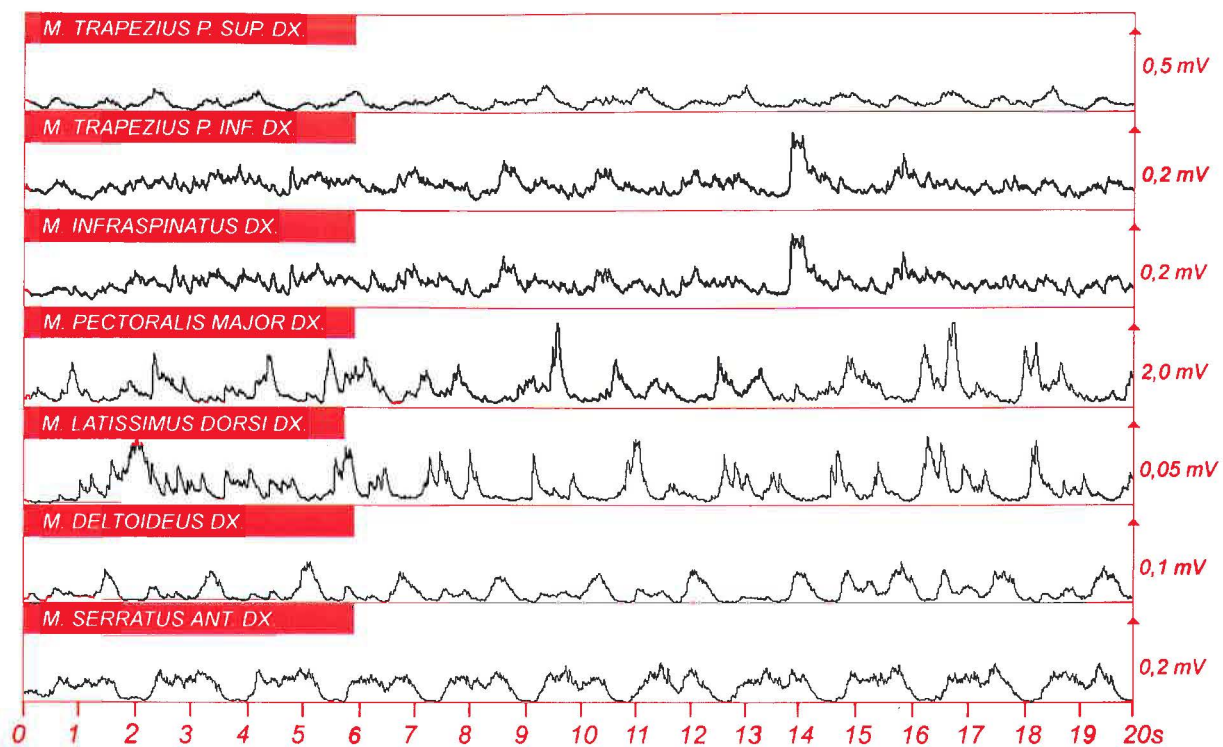
Obr. 28 – záběr vpřed po reflexním plazení dle Vojty

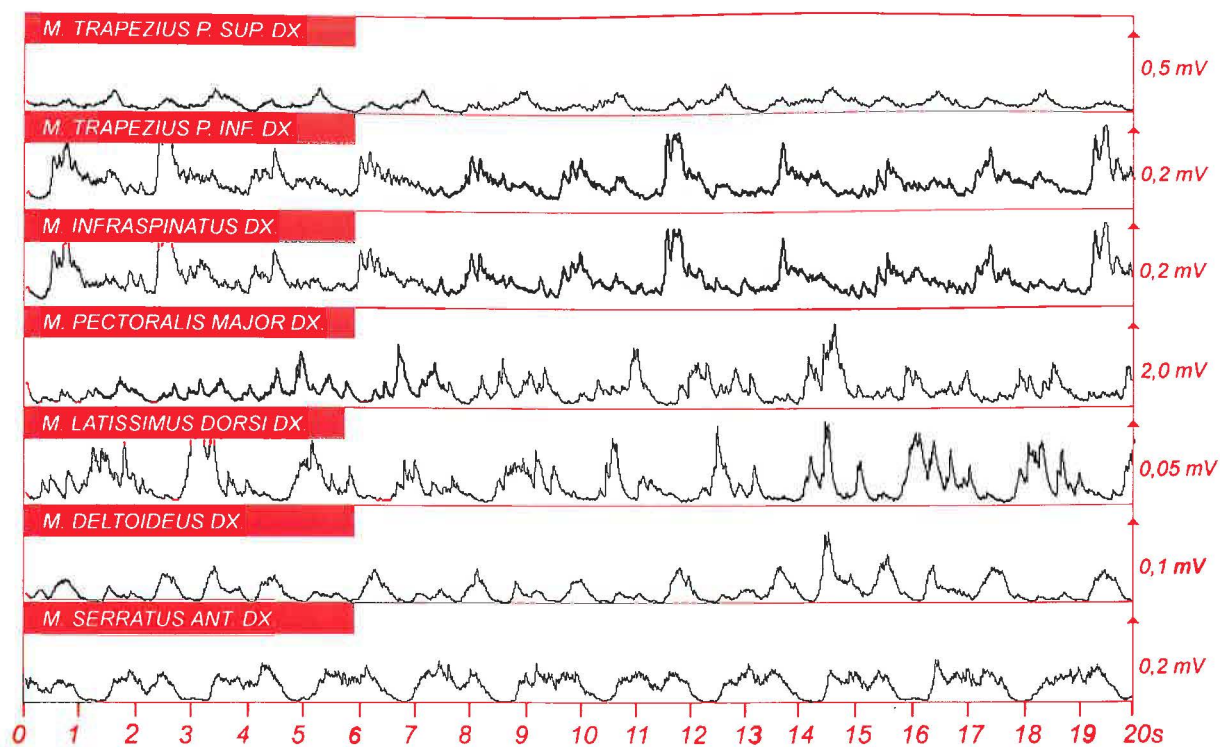


Záznamy el. aktivity vybraných svalů během 7 jízd před stimulací pokusné osoby pomocí reflexního plazení dle Vojty:

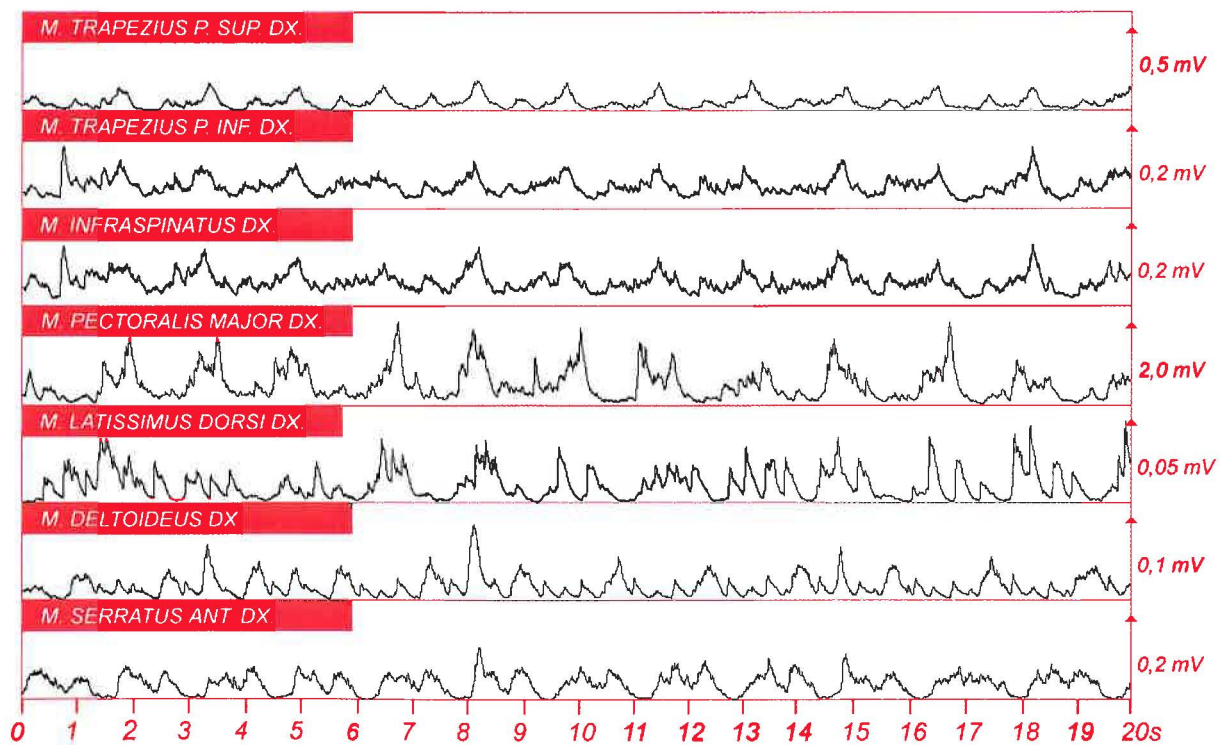


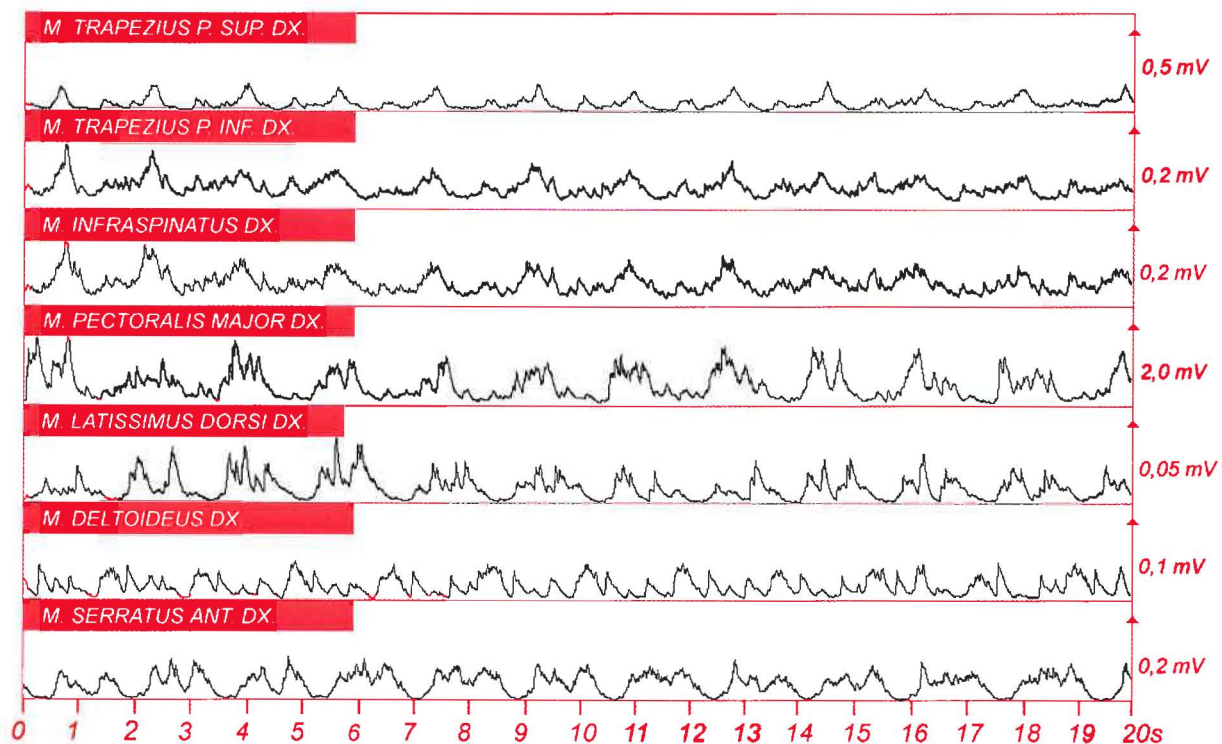
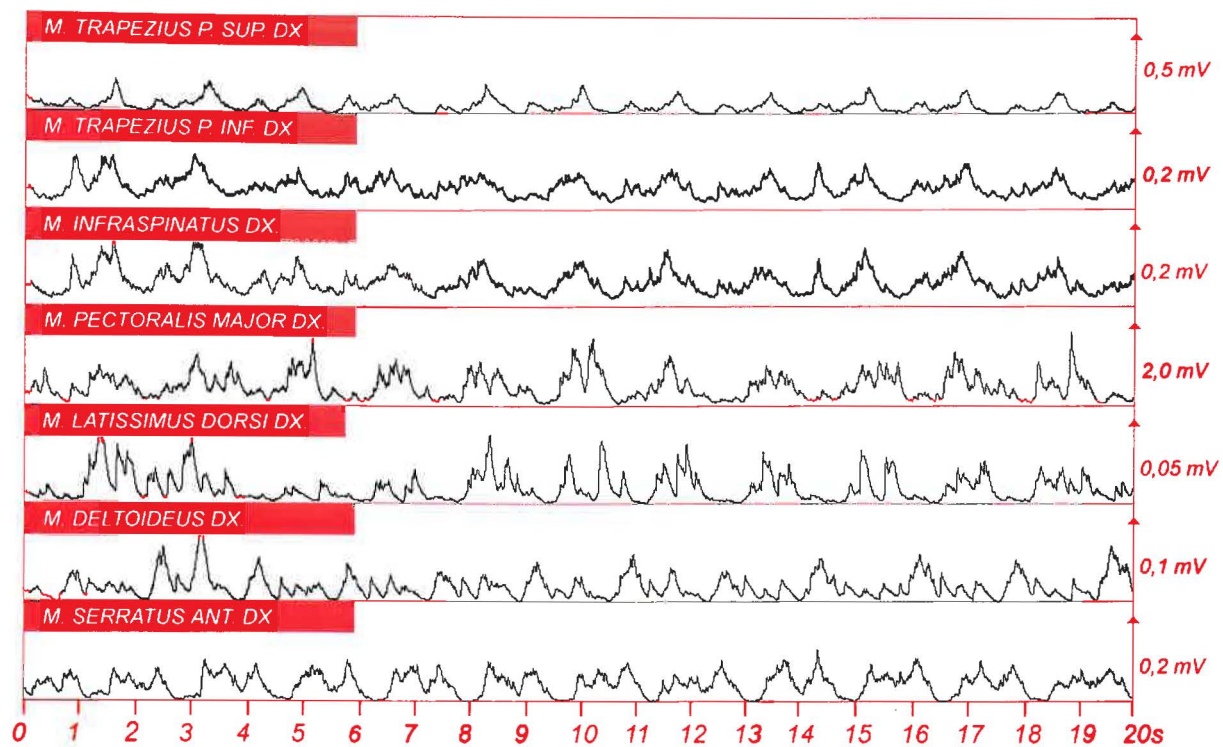


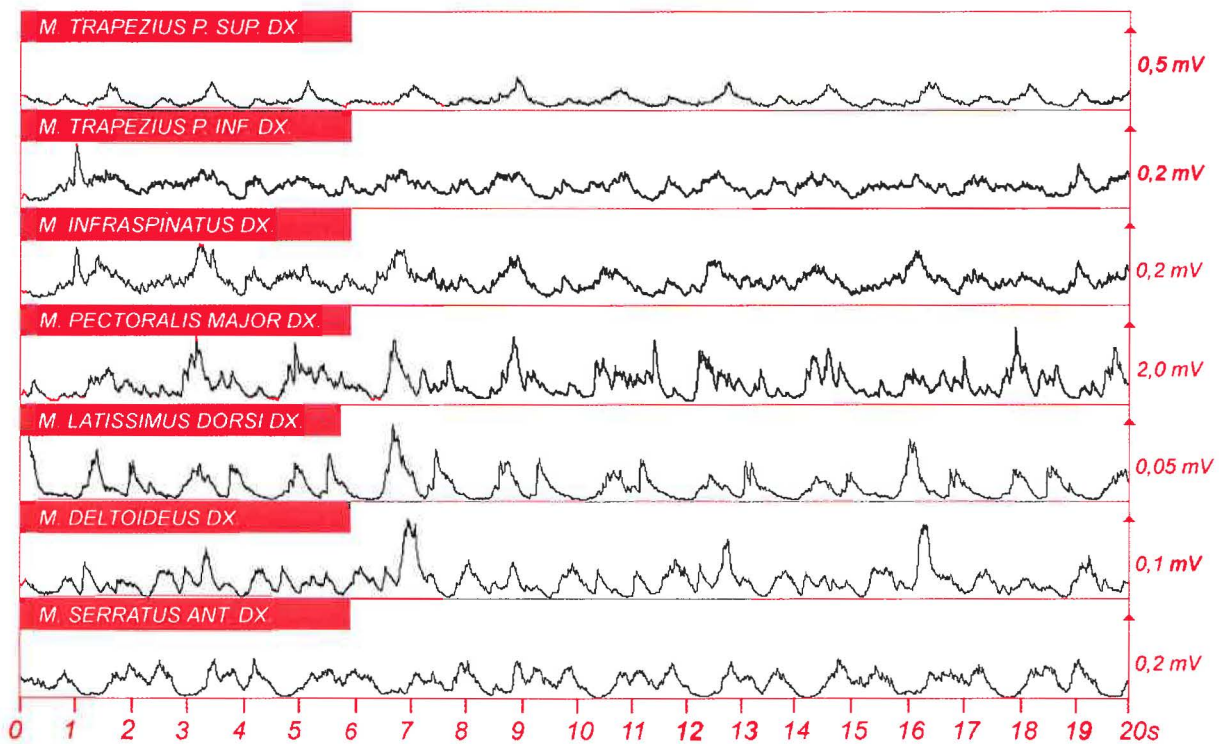
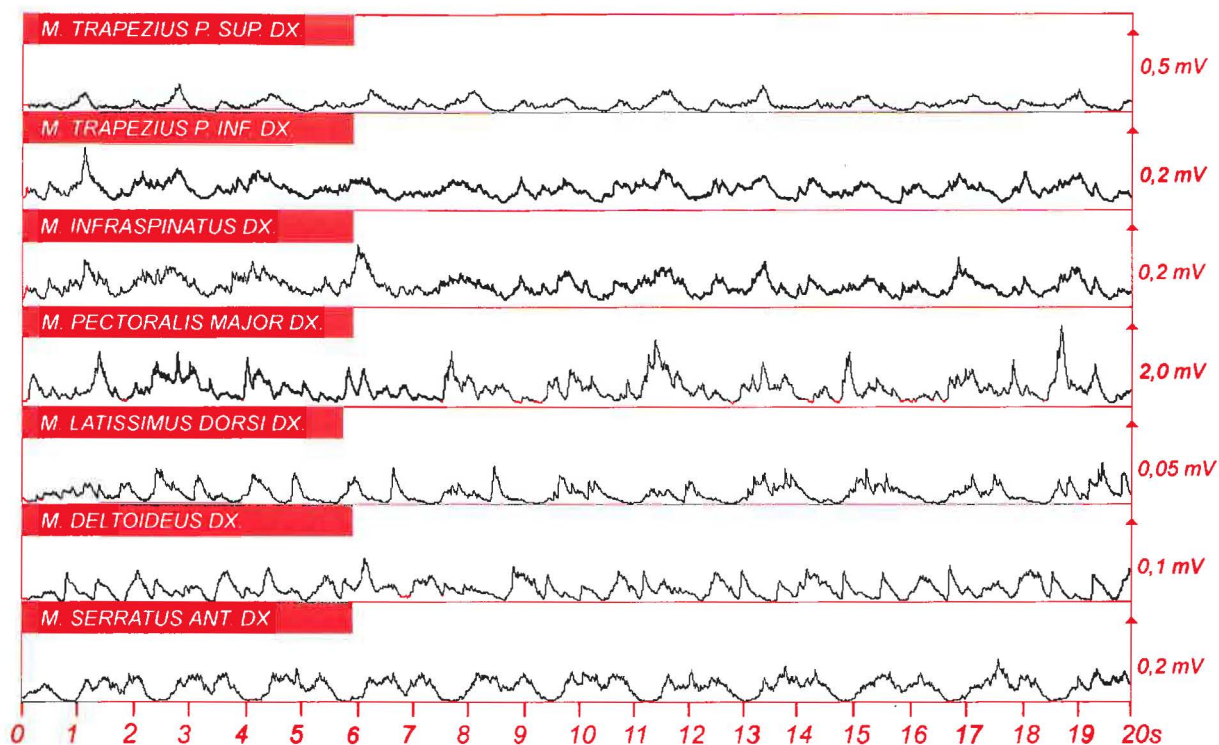


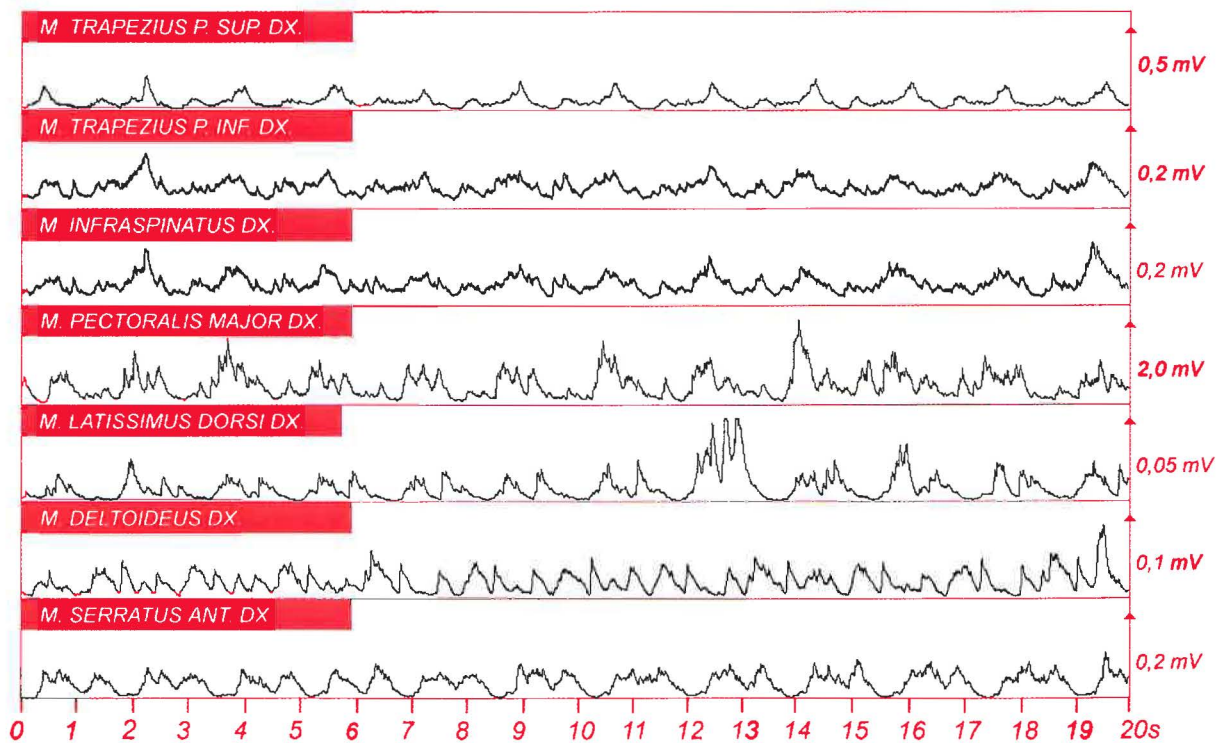
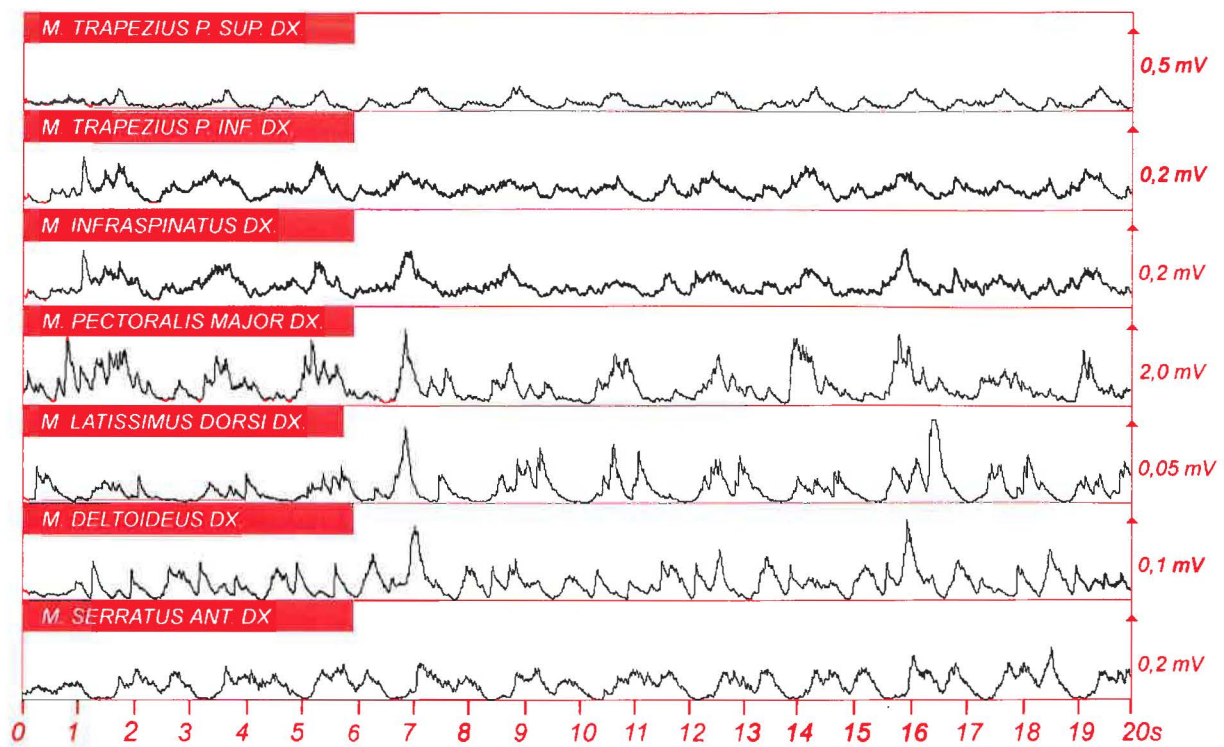


Záznamy el. aktivity vybraných svalů během 7 jízd po stimulaci pokusné osoby pomocí reflexního plazení dle Vojty:









Záznam el. aktivity vybraných svalů během Jandova svalového testu:

